

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I



TESIS DOCTORAL

Evaluación del sellado marginal de coronas CAD/CAM metal-cerámica, de zircona con recubrimiento y monolítica sobre implantes con conexión externa e interna

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

Bárbara Miegimolle Herrero

DIRECTORES

María Jesús Suárez García
César Miegimolle García

Madrid, 2018



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**EVALUACIÓN DEL SELLADO
MARGINAL DE CORONAS
CAD/CAM METAL- CERÁMICA, DE
CIRCONA CON RECUBRIMIENTO Y
MONOLÍTICA SOBRE IMPLANTES
CON CONEXIÓN EXTERNA E
INTERNA**

TESIS DOCTORAL

BÁRBARA MIEGIMOLLE HERRERO

2017

EVALUACIÓN DEL SELLADO MARGINAL DE CORONAS CAD/CAM METAL- CERÁMICA, DE CIRCONA CON RECUBRIMIENTO Y MONOLÍTICA SOBRE IMPLANTES CON CONEXIÓN EXTERNA E INTERNA

Memoria de investigación que presenta:

Bárbara Miegimolle Herrero

Para optar al Grado de Doctor por la
Universidad Complutense de Madrid

Directores:

Profa. Dra. Dña. M^a Jesús Suárez García

Prof. Dr D. César Miegimolle García

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2017



DÑA. M^a JESÚS SUÁREZ GARCÍA, y D. CÉSAR MIEGIMOLLE GARCÍA,
Profesores Titulares, del Departamento de Estomatología I (Prótesis
Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense
de Madrid.

CERTIFICAN que:

Que el trabajo de investigación titulado: “Evaluación del sellado
marginal de coronas CAD/CAM metal-cerámica, de circona con
recubrimiento y monolítica sobre implantes con conexión externa e
interna” del que es autora Dña. Bárbara Miegimolle Herrero, ha sido
realizado en este Departamento bajo nuestra dirección y supervisión,
reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y
defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente
certificado en Madrid a cinco de Abril de dos mil diecisiete.

Fdo. M^a Jesús Suárez García

Fdo. César Miegimolle García

Agradecimientos

A la Dra. Suárez García y el Dr. Miegimolle directores del presente trabajo por su entrega, apoyo y dedicación.

A la Dra. Gonzalo por su colaboración durante la investigación.

A D. Santiago Cano, del Centro de Proceso de Datos del servicio de apoyo a la investigación del área de informática y comunicación de la UCM, por su colaboración en la realización del análisis estadístico y por su paciencia.

A los laboratorios Prótesis S.A y De las Casas por su colaboración en la elaboración de las muestras.

A mis amigos, por todo el tiempo que no les he podido dedicar y por su apoyo en los momentos duros.

A mis padres y hermanos por su apoyo y cariño incondicional.

A mi pareja, por haber estado ahí en los momentos más duros y haber creído en mí desde el principio.

A mi padre, por su apoyo, entrega y cariño en todo momento. Eres un ejemplo a seguir.

INDICE

1. RESUMEN	17
2. INTRODUCCIÓN	28
2.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....	29
2.2 CERÁMICAS.....	32
2.2.1 Clasificación de cerámicas	33
2.2.1.1. Por su temperatura de sinterización	33
2.2.1.2 Por las características estructurales	35
2.2.1.3 Por su composición química	37
2.2.1.4. Según la técnica de confección	44
2.3 CONEXIÓN Y AJUSTE PASIVO EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES.	48
2.4 TECNOLOGÍA CAD/CAM	51
2. 4.1 Digitalización.....	53
2.4.2 Diseño por ordenador.	56
2.4.3 Mecanizado.	56
2.4.4 Clasificación sistemas CAD/CAM	58
2.4.5. Modelos de producción CAD/CAM	61
2.5 SELLADO MARGINAL.....	62
2.5.1 Factores que influyen en la adaptación de las restauraciones	67
2.5.2 Propiedades de los agentes cementantes	70
2.5.3 Técnicas de medición del ajuste marginal	71

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	75
4. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	79
5. MATERIAL Y MÉTODOS.....	82
5.1 CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS.....	83
5.2 MUESTRA Y SELECCIÓN DE GRUPOS.....	84
5.3 CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS.....	85
5.4.- DOS TIPOS DE CONEXIÓN IMPLANTE-PILAR, DOS TIPOS DE PILARES.....	87
5.4.1.-Implantes.....	87
5.4.2.- Pilares.....	90
5.5 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS.....	93
5.5.1 Colocación de los implantes.....	93
5.5.2 Colocación de los pilares.....	95
5.6.- CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES.....	95
5.6.1.- Coronas Metal cerámica.....	95
5.6.2.- Coronas de zircona con recubrimiento cerámico.....	100
5.6.3.- Coronas de zircona monolítica.....	106
5.7 CEMENTADO DE RESTAURACIONES.....	107

5.8 ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL CORONA-PILAR.	110
5.8.1 Metalización.....	111
5.8.2. Obtención de imágenes.....	113
5.8.3. Tratamiento de los datos	117
5.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	118
6. RESULTADOS.....	119
6.1 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA.....	121
6.1.1 Discrepancia marginal según el material	121
6.1.2 Discrepancia marginal según el tipo de conexión.....	126
6.2 ESTADÍSTICA INFERENCIAL.....	130
6.2.1 Discrepancia marginal según el material	130
6.2.2 Discrepancia marginal según el tipo de conexión.....	133
7. DISCUSIÓN	138
7.1 AJUSTE MARGINAL.....	140
7.1.1 Ajuste marginal según sistema cerámico.....	140
7.1.2 Ajuste marginal según cara vestibular y lingual	150
7.1.3 Ajuste marginal según conexión externa e interna	151
8. CONCLUSIONES.....	153

9. BIBLIOGRAFÍA	156
10. ANEXOS	172
10.1 PLANO PROBETA.....	173
10.2 PRUEBAS ESTADÍSTICAS	174

1. RESUMEN

MARGINAL FIT EVALUATION OF METAL CERAMIC CAD/CAM CROWNS, MONOLITHIC AND VENEERED ZIRCONIA ON IMPLANTS WITH EXTERNAL AND INTERNAL CONNECTION

Introduction

Currently, patients are more exigent with esthetic results and they do not want metallic substructures in their restorations, this is why the importance of all-ceramic restorations is increasing.

Esthetics is a cultural and subjective concept continuously changing according to sociocultural and environmental aspects. Therefore, the development of restorative Dentistry over the last decades has the objective of obtaining a material as resistant to fracture as a natural tooth, as well as to develop optical characteristics similar to the esthetic, form and color of the natural dental structure, satisfying in this way the patients' expectations.

Nowadays, fixed prosthesis should not only fulfill biological, mechanic and functional principles, but also respond to esthetic demands. In this sense, we should not forget that restoration possibilities have always depended on the operators' abilities and on the technological improvements on dentistry as well as the available materials.

Metal-ceramic restorations are the most currently used in fixed prosthesis, due to the fact that they show acceptable esthetic, bio-mechanic and functional results, as well as high predictability. Those restorations combine resistance and accuracy with ceramic aesthetic.

However, over the last years, several types of all-ceramic restorations have been developed due to the increasing esthetic demands from patients and clinicians; their main advantage is the esthetic improvement in contrast with metal-ceramic systems that offer better resistance.

Together with the fracture resistance and the esthetics, marginal fit is one of the most important criteria for the long-term success of the restorations. Marginal fit is defined as the precision that a restoration fits in a finish line previously carved with a rotating instrument at a high speed in the crown cervical position.

Marginal fit in fixed prostheses on implants, is not so necessary to avoid secondary caries as well as hypersensitivity, obviously because, metal or ceramic abutment cannot present these types of pathologies. It is necessary to avoid periodontal pathology. In case of marginal misfit, pathogenic bacteria can accumulate there.

Currently, there is a wide range of ceramic systems, being zirconia the most appropriate one, when high fracture resistance is required. However, the problem with zirconia restorations is the chipping of the veneering ceramic, this is why monolithic zirconia restorations have been recently introduced.

The simplest way traditionally used to check the fit of all-ceramic restorations is the direct visual observation and the probing of the tooth-restoration interface, accepting as valid that prosthesis in which the probe does not enter in the space between the restoration and the tooth. However, these methods, are not sensitive enough to be used in a research, because the probe diameter is not usually measured and if so, it could vary due to the use and it is complicated to detect spaces bigger than 80 μm .

One of the methods used to measure the marginal interface is SEM. It is a non-invasive technique, with an excellent magnifying ability that allows to analyze marginal quality and discrepancy with accuracy. Using SEM the whole prosthesis perimeter can be explored repeatedly and, at the same time, the material can be characterized through dispersive spectrometry. However, SEM is limited in the sense because it requires previous sample preparation (fixation, metallization, etc.) and the exact measures depend on the observation angles.

Objectives

The objectives of this research were: to compare the marginal fit between metal-ceramic CAD/CAM, veneered zirconia and monolithic implant-supported posterior crowns; to analyze if the marginal discrepancy values were within the range of clinical acceptance; to evaluate the differences between the internal and external implant connection and between the lingual and vestibular surfaces.

Material and methods

Sixty solid mechanized methacrylate test tubes were fabricated, to be used as a fixing base for the implants.

Two implant systems were chosen, with two types of abutment-implant connection:

- External Connection (TSH; Phibo®, Sentmenat, Barcelona).
- Internal connection (Tapered Screw-Vent; Zimmer Biomet; Holdings Inc, Warsaw, Indiana, USA).

Three different materials were analyzed for crowns:

- Metal ceramic over a titanium abutment (MC).
- Monolithic zirconia over a zirconia abutment (MO).
- Zirconia with ceramic recovery over a zirconia abutment (ZR).

The marginal fit evaluation was performed in the ICTS National Electron Microscopy Centre (University Complutense of Madrid), under a scanning electron microscope (SEM).

Results

The results obtained in this research did not show statistically significant differences in the marginal fit when external and internal connection was compared. When vestibular (V) and lingual (L) differences were analyzed

between each of the external connection group, the t test showed significant differences for MC ($p=0.007$), but not between the vestibular (V) and lingual (L) surfaces for the internal connection in none of the groups.

However, when analyzing the discrepancies between vestibular (V) and lingual (L) in each group independently of the connection, the t test showed significant differences for MC ($p=0,025$). When marginal discrepancy of the 3 groups was compared, it was showed that ZR group obtained lower marginal discrepancy values than the other groups ($p=0.009$).

Conclusions

All obtained values are within the clinic acceptable range ($\leq 120\mu\text{m}$).

Marginal discrepancy values were lower in the veneered zirconia group than in the other of groups.

No differences were found in the marginal discrepancy between the vestibular and lingual surfaces of the ceramic crowns.

No differences were observed in the marginal discrepancy between the internal and external connection of the analyzed crowns.

EVALUACIÓN DEL SELLADO MARGINAL DE CORONAS CAD/CAM METAL-CERÁMICA, DE CIRCONA CON RECUBRIMIENTO Y MONOLÍTICA SOBRE IMPLANTES CON CONEXIÓN EXTERNA E INTERNA

Introducción

En la actualidad, los pacientes son cada vez más exigentes con los resultados estéticos y desean que no se utilicen subestructuras metálicas en sus restauraciones, lo cual pone de manifiesto la gran importancia de las restauraciones completamente cerámicas.

La estética es un concepto subjetivo y cultural en continuo cambio en función de las circunstancias socioculturales del momento y del entorno. Como consecuencia de ello, el desarrollo de la Odontología restauradora en las últimas décadas ha tenido como objetivo conseguir un material con una resistencia a la fractura y al desgaste similar a la de los dientes naturales, presentando además unas propiedades ópticas que permitan reproducir la estética, la forma y el color de la estructura dental, satisfaciendo de esta manera las expectativas de los pacientes.

Actualmente, la prótesis fija debe no sólo cumplir unos principios biológicos, mecánicos y funcionales, sino también responder a unas máximas exigencias estéticas. En este sentido, no podemos olvidar que las posibilidades de restauración han estado siempre subordinadas tanto a la habilidad de los operadores, como a los avances tecnológicos en odontología y de los materiales disponibles en el mercado.

Las restauraciones metal-cerámicas siguen siendo en la actualidad las más utilizadas en prótesis fija, ya que ofrecen una estética, biomecánica y funcionalidad aceptables, así como una elevada predictibilidad. Son restauraciones que reúnen por un lado la resistencia y precisión de los metales, y por el otro, la estética de las porcelanas.

Sin embargo, en los últimos años, respondiendo a las exigencias estéticas cada vez más elevadas por parte tanto de los pacientes como de los profesionales, se han desarrollado diversos sistemas de confección de restauraciones completamente cerámicas, cuya ventaja principal es su mejor estética en contraposición a los sistemas metal-cerámicos que proporcionan mayor resistencia.

Junto a la resistencia a la fractura y la estética, el ajuste marginal constituye una de las condiciones más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones. El ajuste o sellado marginal en prótesis fija se define como la exactitud con la que una restauración encaja sobre una línea de terminación, previamente tallada por medio de un instrumento rotatorio diamantado de alta velocidad, en la porción cervical de la corona dentaria.

Al realizar prótesis sobre implantes el ajuste marginal no es tan necesario para evitar caries secundaria, ni hipersensibilidad, pues obviamente, el pilar metálico o cerámico no puede sufrir ese tipo de patología, pero sí que es necesario para evitar patología periodontal, pues si existe un desajuste marginal puede acumularse en esa zona bacterias patógenas.

Hoy en día, existe una amplia oferta de sistemas cerámicos, siendo el óxido de circonio el más indicado cuando se precisa una elevada resistencia a la fractura. Sin embargo, el problema que plantean las restauraciones de zircona es el “chipping” de la cer

ámica de recubrimiento, por lo que se han introducido muy recientemente las restauraciones de zircona monolítica.

El modo más simple, que se viene utilizando clásicamente para comprobar en clínica el ajuste de una restauración totalmente cerámica, es la observación visual directa y el sondaje de la interfase diente-restauración, aceptando como válidas, aquellas prótesis en las que la sonda no penetra en el surco entre la restauración y el diente. Sin embargo, estos métodos no poseen la suficiente sensibilidad como para ser utilizados en investigación, ya que, habitualmente

no se conoce el valor del diámetro de la sonda, y aunque se mida, éste puede variar mucho debido al uso y resulta complicado detectar espacios mayores a 80 μm .

Uno de los métodos para realizar la medición de la interfase marginal es la microscopía electrónica de barrido (MEB). Se trata de una técnica conservadora, con un excelente poder de magnificación que permite analizar con gran precisión la discrepancia y la calidad marginal. Empleando MEB se puede explorar repetidamente todo el perímetro de la prótesis y, al mismo tiempo, se puede caracterizar el material mediante espectrometría dispersiva. Pero, el MEB también tiene limitaciones ya que requiere una preparación previa de las muestras (fijación, metalización, etc.) y la exactitud de sus medidas depende del ángulo de observación.

Objetivos

Los objetivos del presente estudio fueron: comparar el ajuste marginal entre coronas posteriores sobre implantes CAD/CAM metal cerámica, de óxido de circonio con recubrimiento, y monolíticas; analizar si los valores de discrepancia marginal se encontraban dentro de los clínicamente aceptables; evaluar si existen diferencias de ajuste marginal entre la conexión externa e interna y evaluar las discrepancias entre las caras vestibular y lingual de las restauraciones.

Material y Métodos

Para el presente estudio *in vitro*, se confeccionaron 60 probetas en metacrilato mecanizado macizo, que se utilizarán como base de retención de los implantes. Se seleccionaron dos sistemas de implantes, con dos tipos de conexión implante-pilar:

-Conexión externa (TSH; Phibo®, Sentmenat, Barcelona).

-Conexión interna (Tapered Screw-Vent; Zimmer Biomet; Holdings Inc, Warsaw, Indiana, USA).

Dentro de cada tipo de conexión, se estudiaron 3 tipos de materiales para restauraciones posteriores unitarias:

- Metal cerámica sobre un pilar de titanio (MC).
- Circona monolítica sobre un pilar de circona (MO).
- Circona con cerámica de recubrimiento sobre un pilar de circona. (ZR).

El estudio del sellado marginal se realizó en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid, mediante microscopía electrónica de barrido (MEB).

Resultados

Los resultados obtenidos en el estudio no encontraron diferencias estadísticamente significativas en el ajuste marginal al comparar conexión externa con conexión interna. Al analizar las diferencias entre vestibular (V) y lingual (L) entre cada grupo de conexión externa, el t test pareado demostró diferencias significativas para MC ($p=0.007$), pero no se encontraron diferencias significativas entre las caras vestibular (V) y lingual (L) para la conexión interna en ningún grupo. Sin embargo al analizar las discrepancias entre vestibular (V) y lingual (L) entre cada grupo independientemente de la conexión, el t test pareado demostró diferencias significativas para MC ($p=0,025$). Al comparar la discrepancia marginal de los 3 grupos se observó que el grupo ZR obtuvo valores de discrepancia marginal inferiores al resto de grupos ($p=0.009$).

Conclusiones

Todos los valores obtenidos se encontraban dentro de los clínicamente aceptables ($\leq 120\mu\text{m}$).

Los valores de discrepancia marginal fueron menores en las restauraciones de óxido de circonio con recubrimiento que en el resto de los grupos.

No se encontraron diferencias significativas en la discrepancia marginal entre las caras vestibular y lingual de las restauraciones cerámicas estudiadas.

No se encontraron diferencias en la discrepancia marginal entre la conexión externa e interna de las muestras estudiadas.

2. INTRODUCCIÓN

2.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Desde los tiempos más antiguos, el hombre ha procurado reponer las ausencias dentarias, empleando gran variedad de materiales y procedimientos, que se han visto modificados en las últimas décadas¹ (Figs 1 y 2)



Figs 1,2. Reposición de piezas en la antigüedad

Cuando comienza la utilización clínica de los implantes hacia 1.965 como un modalidad terapéutica en odontología para la rehabilitación protética del edentulismo, en principio se consideraba limitada a los casos de ausencias dentarias completas mandibulares. De este modo, los implantes planteaban una alternativa protésica en aquellas situaciones difíciles de desdentados totales con acusada reabsorción del reborde residual mediante sobredentaduras.

A medida que se fueron realizando estudios clínicos, las indicaciones fueron ampliándose a sobredentaduras superiores, rehabilitaciones fijas totales tanto inferiores como superiores, siguiendo con casos de edentulismo parcial² hasta llegar a las reposiciones unitarias, técnica empleada por Jemt³ en torno a 1.985.

En la actualidad, los pacientes son cada vez más exigentes con los resultados estéticos y desean que no se utilicen subestructuras metálicas en sus

restauraciones, lo cual pone de manifiesto la gran importancia de las restauraciones completamente cerámicas.⁴

La cerámica fue desarrollada por la cultura china, en el siglo VII después de Cristo. La primera cerámica usada como material dental fue patentada en 1789 por un dentista francés (Dechemant) en colaboración con un farmacéutico también francés (Duchateau).^{5, 6}

En 1808, Fonzi, un dentista italiano, inventó la porcelana “terrometálica” para fabricar dientes que eran colocados por medio de un perno o un marco de platino. Planteau, un dentista francés introdujo la porcelana para dientes en Estados Unidos en 1817.^{5, 6}

El Dr. Charles Land introdujo uno de las primeras coronas cerámicas en la odontología en 1903. Land describió una técnica para la fabricación de coronas de porcelana usando una matriz de papel de platino y porcelana feldespática de alta fusión. Estas coronas tenían una estética excelente pero una baja resistencia a la flexión, lo que daba lugar al fracaso en numerosas ocasiones.^{5,7}

Desde entonces se han utilizado porcelanas feldespáticas con una unión química óptima para las prótesis metal-cerámicas. Desgraciadamente, las porcelanas feldespáticas han sido demasiado frágiles para emplearlas en la confección de coronas totalmente cerámicas. Además, la contracción de horneado provoca discrepancias significativas en el ajuste y adaptación de los márgenes, a menos que se hagan correcciones⁵.

Dos de los más importantes avances responsables de que las restauraciones metal-cerámica mantengan una estética excepcional durante largo tiempo, así como su supervivencia clínica, son las patentes de Weinstein y cols (1962). Una de esas patentes describía la fórmula de la porcelana feldespática que permitía un control sistemático de la temperatura de sinterizado y del coeficiente de expansión térmica. La otra patente describía los componentes que debían usarse para fabricar aleaciones que se unían químicamente y eran térmicamente compatibles con las porcelanas feldespáticas. La primera

porcelana aluminosa comercial fue desarrollada por Vita Zahnfabrik alrededor de 1963.

En 1965, Mclean y Hughes dieron a conocer una mejora significativa en la resistencia a la fractura de las coronas de porcelana cuando se usaba un núcleo cerámico de aluminio requiriéndose un recubrimiento a partir de porcelana feldespática para alcanzar una estética aceptable.⁵

La estética es un concepto subjetivo y cultural en continuo cambio en función de las circunstancias socioculturales del momento y del entorno. Como consecuencia de ello, el desarrollo de la Odontología restauradora en las últimas décadas ha tenido como objetivo conseguir un material con una resistencia a la fractura y al desgaste similar a la de los dientes naturales, presentando además unas propiedades ópticas que permitan reproducir la estética, la forma y el color de la estructura dental, satisfaciendo de esta manera las expectativas de los pacientes.

Actualmente, la prótesis fija debe no sólo cumplir unos principios biológicos, mecánicos y funcionales, sino también responder a unas máximas exigencias estéticas. En este sentido, no podemos olvidar que las posibilidades de restauración han estado siempre subordinadas tanto a la habilidad de los operadores, como a los avances tecnológicos en odontología y de los materiales disponibles en el mercado.

Las restauraciones metal-cerámicas siguen siendo en la actualidad las más utilizadas en prótesis fija, ya que ofrecen una estética, biomecánica y funcionalidad aceptables, así como una elevada predictibilidad. Son restauraciones que reúnen por un lado la resistencia y precisión de los metales, y por el otro, la estética de las porcelanas.

Sin embargo, en los últimos años, respondiendo a las exigencias estéticas cada vez más elevadas por parte tanto de los pacientes como de los profesionales, se han desarrollado diversos sistemas de confección de restauraciones completamente cerámicas, cuya ventaja principal es su mejor estética en contraposición a los sistemas metal-cerámicos que proporcionan mayor resistencia.⁸

2.2 CERÁMICAS

Las cerámicas engloban una gran familia de materiales inorgánicos dentro del grupo de materiales no metálicos. Son mayoritariamente resistentes al agua y en gran parte o en su totalidad, son materiales cristalinos o mezclas de sustancias, fabricadas por sinterización, procedimiento en cuyo transcurso un cuerpo moldeado poroso se transforma en un cuerpo sólido denso, aumentando la resistencia mecánica.^{8, 9}

Las características que deben cumplir los materiales cerámicos son: biocompatibilidad, estabilidad cromática, baja conductividad térmica, resistencia a la degradación en la cavidad oral, estética similar al diente natural y resistencia a la abrasión, entre otras.^{8, 10, 11}

Las cerámicas dentales juegan un importante papel en la fabricación de la mayoría de las restauraciones de prótesis fija. Las excelentes propiedades ópticas que presentan, tales como la translucidez y la transmisión de luz junto a la biocompatibilidad les otorgan propiedades estéticas muy deseables. Gracias a la superficie vitrificada, la restauración tiene un color estable, compatible con los tejidos blandos, resistente a los cambios bruscos de temperatura. No obstante, su naturaleza frágil, limita el uso de estos materiales¹². Para poder utilizarse en la fabricación de restauraciones dentales son necesarias varias propiedades como baja temperatura de fusión, alta viscosidad y resistencia a la desvitrificación.

Con el fin de unificar criterios y mejorar la comunicación entre los diferentes profesionales, clásicamente se han clasificado los sistemas cerámicos en función de dos criterios: composición química y técnica de confección. Pero además, existen otras posibles clasificaciones en función de la temperatura de sinterización y de las características estructurales.

2.2.1 Clasificación de cerámicas

El intento de clasificar las cerámicas tiene como utilidad facilitar la comunicación entre los distintos profesionales, así como poder situar cada nuevo producto en un grupo donde las características tales como temperatura de sinterización, composición y manejo sean compartidas por aquellas que pertenezcan al mismo grupo.

Por tanto, las porcelanas dentales se pueden clasificar desde diferentes puntos de vista.

- A. Temperatura de sinterización.
- B. Por las características estructurales.
- C. Por su composición química.
- D. Por la técnica de confección: condensación, sustitución a la cera perdida o asistida por ordenador.

2.2.1.1. Por su temperatura de sinterización

Este término se confunde fácilmente con el de fusión, por lo que conviene aclarar ambos conceptos. La temperatura de fusión sólo se alcanza durante el proceso industrial de obtención de los polvos cerámicos. En cambio, la temperatura de sinterización, que es la que se alcanza en el laboratorio dental, se consigue a una temperatura inferior al punto de fusión en que la porcelana pasa de un estado de polvo a sólido.^{13, 58}

El intervalo de temperatura para pertenecer a uno u otro grupo varía ligeramente según la literatura consultada (Tabla 1).^{13, 14, 59}

TEMPERATURA DE COCCIÓN DE LAS PORCELANAS DENTALES	
Alta	>1300°C
Media	1050-1300°C
Baja	850-1050°C
Más baja o Muy baja	<850°C

Tabla 1. Clasificación según temperatura de cocción

Clásicamente se decía que las porcelanas de alta fusión eran las empleadas en la industria para la fabricación de dientes de porcelana en gran escala, brackets estéticos, pernos, bloques cerámicos para tecnología CAD/CAM y cualquier otro dispositivo o instrumento cerámico de uso clínico, aunque en ocasiones se han usado también para construir coronas jacket de porcelana. Sin embargo con los nuevos sistemas de zircona, se ha incorporado también al laboratorio dental donde se utiliza para procesar las estructuras internas de estas prótesis totalmente cerámicas. En la alta sinterización, el material al enfriarse siempre sufre un cambio dimensional importante. A pesar de ello, estas cerámicas una vez procesadas son las más estables y las que poseen mejores propiedades mecánicas. ^{1, 13, 14}

Las porcelanas de media fusión se han empleado como núcleo de refuerzo en la elaboración de coronas jacket. Y las de baja fusión han sido empleadas para el recubrimiento estético de los núcleos aluminosos de las coronas Jacket y para las técnicas ceramometálicas. Deben tener una temperatura de sinterización inferior a la de la subestructura que la sustenta (metal o cerámica), para evitar la deformación de éstas en las sucesivas cocciones.

Hoy día estamos asistiendo a la aparición de cerámicas de “más baja” o “muy baja” fusión. (<850°C). Son varias razones para emplear temperaturas cada vez más bajas como disminuir los cambios dimensionales térmicos, adecuarse a la aparición de nuevos materiales, también hay porcelanas de baja fusión para glaseado y producir un mayor ahorro energético.

Por último al hablar de cerámicas a temperatura ambiente nos referimos a las que se transforman o “procesan” en clínica a temperatura ambiente, o simplemente ya vienen “listas para usar”. Es evidente que durante el proceso industrial, previo a la comercialización, han de ser procesadas mediante calor, pero no pasan por las manos del técnico de laboratorio y es el clínico quien las adapta, coloca y, eventualmente retoca ligeramente sin otras transformaciones.

13

2.2.1.2 Por las características estructurales

Las porcelanas dentales están formadas básicamente por dos fases: la fase vítrea y la fase cristalina. Cada una de ellas tiene una química y un comportamiento óptico y mecánico diferente, afectando al conjunto de propiedades del material cerámico. La fase vítrea actúa como matriz aglutinante que mantiene unido el conjunto y aporta una gran translucidez. La fase cristalina o relleno consta de unos cristales que mejoran las propiedades mecánicas y que afectan al comportamiento óptico de la porcelana. Las

cerámicas de alta estética son predominantemente vítreas y las de alta resistencia cristalinas.^{13, 14, 59, 60}

Las porcelanas son frágiles, por ello que gran parte del esfuerzo investigador se haya centrado –y continúe centrándose– en dotarlas de mejor resistencia. Actualmente muchos de los materiales comentados pueden considerarse auténticamente vidrios, en cuya masa están repartidas partículas cerámicas reforzadoras, la mayoría de las veces cristalizadas. Lo que varía es el procedimiento por el que dichas partículas están allí presentes (leucita, mica, alúmina, espinelas, etc.).¹⁴

- Porcelanas predominantemente VÍTREAS: alta estética, comportamiento óptico similar a la dentina y al esmalte. Porcelanas feldespáticas convencionales que se emplean para la confección de carillas de porcelana o para recubrimiento de prótesis ceramometálicas.
- Vidrios rellenos de partículas: una mayor carga del relleno de cristales caracteriza a este grupo de porcelanas. El tipo de relleno es sustancial en el comportamiento del material. Como ejemplos se pueden nombrar Empress I, Empress II (Ivoclar) o porcelanas In-Ceram®.
- Cerámicas POLICRISTALINAS: carecen de fase vítrea, sus partículas están densa y regularmente compactadas en el proceso de sinterización. Generalmente llevan un procesado por sistemas CAD/CAM y suelen estar basadas en cristales de circonia, si bien también pueden ser policristalinas a base de alúmina. Tienden a ser más opacas y más resistentes. Suelen contraer el 15-20% del volumen cuando son sinterizadas completamente. Ej: LavaZirconia, NobelProcera Zirconia...

60, 15

2.2.1.3 Por su composición química

Las distintas cerámicas están constituidas fundamentalmente por los mismos materiales, siendo la principal diferencia entre unas y otras la proporción de los componentes primarios y el proceso de cocción empleado. Dichos componentes son el feldespato (70-90%), la sílice o cuarzo (10-20%) y caolín o arcilla (1-5%). A menudo se añaden otros componentes, como potasa, sosa o cal, para conferir las propiedades especiales.

El vidrio es una mezcla fusible de sílice y potasa, mientras que la porcelana contiene elementos no fusibles que se mantienen unidos por los materiales de menor punto de fusión y es menos transparente.^{4, 8, 12, 13, 14}

- Cerámicas FELDESPÁTICAS: al principio (finales del siglo XVIII, todo el XIX e inicios del XX) tenían una composición química idéntica que las porcelanas artísticas e industriales, con un 15-30 % de feldespato, un 15-30 % de cuarzo, y de un 40 a un 70 % de caolín. Uno de sus principales inconvenientes era su gran opacidad, debida al caolín. Con estas mezclas se preparaban dientes anteriores y coronas jacket muy opacas y con grandes cambios dimensionales durante su procesado. Se aprendió a suprimir el caolín y a añadir fundentes para dar «parcial transparencia» y rebajar la temperatura de cocción.¹⁴

Las cerámicas dentales convencionales son en su gran mayoría cerámicas de feldespato, que se componen en más del 50% de una fase vidriosa amorfa de SiO_2 con un reducido porcentaje de aditivos óxidos (Al_2O_3 , MgO , ZrO_2) y de cristales de leucita insertados en la matriz. Se componen de un 44-66% de óxido de sílice (SiO_2) y de un 11-17% Óxido de aluminio (Al_2O_3). Las de alta resistencia incorporan elementos para aumentar su resistencia.⁹

Entre ellas cabe destacar Optec-HSP® (Jeneric), IPS Empress II® (Ivoclar), IPS e.max® (Ivoclar), entre otras.

- Cerámicas ALUMINOSAS: uno de los inconvenientes principales de las porcelanas feldespáticas estriba en su relativa fragilidad. En 1965 McLean modificó sensiblemente la composición de las porcelanas de baja fusión añadiendo cantidades de hasta un 50% en volumen de óxido de aluminio (alúmina) .¹⁶ Este componente presenta una temperatura de fusión mucho más elevada que la de la porcelana de baja o media fusión. De esta forma se obtiene una estructura de material compuesto, en la que el material que se funde antes actúa como matriz, mientras que el óxido de aluminio (que tiene un elevado punto de fusión) queda repartido por toda la masa del primero, en forma de pequeñas partículas dispersas.

Las cerámicas aluminosas han ido evolucionando con el tiempo y asimismo se ha ido incrementando la concentración de óxido de aluminio. Hoy en día componen de un 1- 40 % de óxido de sílice (SiO_2) y de un 60-99% de óxido de aluminio (Al_2O_3).

Estas cerámicas se diferencian de las anteriores en que poseen una mayor resistencia, sin embargo necesitan cerámica de revestimiento debido a la mayor proporción de óxido de aluminio, la cual produce una mayor opacidad, de forma que sólo se utilizan como núcleo de las restauraciones íntegramente cerámicas.^{1, 3, 8}

Dentro de este grupo cabe destacar: In- Ceram® Alúmina (Vita), In-Ceram® Spinell (Vita), In-Ceram® Zirconia (Vita), NobelProcera® Alúmina (Nobel Biocare), etc.

- Cerámicas CIRCONIOSAS: el circonio es un elemento del sistema periódico de número atómico 40 y símbolo Zr. Es un metal blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión.¹⁷ Al estar agrupado en el grupo de los metales de la tabla periódica, va a gozar de características del metal en cuanto a resistencia, comportamiento óptico y químico.

El dióxido de circonio o zircona químicamente se representa como ZrO_2 pero vulgarmente se le conoce como Zirconia.¹⁸ La zircona ha sido usada durante décadas en otras industrias como instrumento de corte y fabricación de herramientas de metal, en la industria automovilística, como hilos en la industria textil, o incluso en máquinas de papel. También ha sido usada en el campo ortopédico como prótesis artificial de cadera en los últimos diez años demostrando una excelente biocompatibilidad.

Actualmente el óxido de circonio está emergiendo en la industria dental, debido a sus propiedades tanto mecánicas como ópticas y su éxito en otras industrias.^{19, 20}

Según la bibliografía, la zircona aparece definida de diferentes formas:²¹

- **CIRCONIO:** símbolo químico Zr, elemento metálico de transición, número atómico 40, peso de 91,22, de aspecto brillante y excepcionalmente resistente a la corrosión. El circonio puro existe en forma cristalizada como un metal blanco y, de forma amorfa, como un polvo negro-azulado. El circonio posee una densidad de 6,49 g/cm, un punto de fundición de 1855°C y un punto de ebullición de 4409°C. Entre los elementos de la corteza terrestre, el circonio ocupa el decimoctavo puesto en cuanto a abundancia; sin embargo, este elemento en particular no se encuentra en la naturaleza en estado puro sino en combinación con óxidos de silicato ($ZrO_2 \times SiO_2$) o en forma de óxido libre (ZrO_2).
- **EL DIÓXIDO DE CIRCONIO (ZrO_2)** conocido como zircona, es un óxido de circonio blanco cristalizado (Fig 3). Aunque el óxido de circonio no existe en la naturaleza en estado puro, se encuentra en los badeleyita y circón. A temperaturas ordinarias, posee una estructura cristalina hexagonal muy cerrada y forma un número de compuestos, como las sales de circonato o de circonio. EL circonio se obtiene en forma de

polvo blanco y posee propiedades tanto ácidas como básicas. Los cristales de dióxido de circonio están dispuestos en células cristalizadas que pueden categorizarse en tres fases de cristalización: 1) cúbica, en forma de prismas rectos de lados cuadrados; 2) Tetragonal, en forma de prismas rectos y lados rectangulares; 3) Monoclínica, en forma de prismas deformados con forma de paralelepípedo. La fase cúbica es estable por encima de 2370 °C y posee propiedades mecánicas moderadas; la fase tetragonal es estable entre 1170° C y 2370 °C, y, permite obtener una cerámica con mejores propiedades mecánicas; mientras que, la fase monoclínica, estable a temperatura ambiente hasta 1170° C, presenta un bajo rendimiento mecánico y puede contribuir a la reducción de la cohesión de las partículas de cerámicas, y, por lo tanto de la densidad.



Fig 3. Polvo de circona

- **CIRCONIO ESTABILIZADO:** Se trata de una mezcla de polimorfos de circonio, pues se le ha añadido una cantidad suficiente de óxido deformador de fase cúbica (estabilizador) y se obtiene una mezcla de ZrO_2 tetragonal cúbica. Una menor adición de estabilizante a la circona pura hará entrar la estructura en fase tetragonal a una temperatura inferior. Este circonio parcialmente estabilizado también se denomina policristales de circonio tetragonales (TZP).

Pueden añadirse al circonio distintos óxidos, como el óxido de magnesio (MgO), el óxido de itrio (Y_2O_3), el óxido de calcio (CaO), y, el óxido de cerio (Ce_2O_3) para estabilizar las fases tetragonal y/o cúbica. La adición de óxidos estabilizadores permite generar un material multifase a temperatura ambiente.

La zircona totalmente estabilizada se produce cuando se añade al ZrO_2 , CaO de más de 16% mol (7,9% de peso), MgO de 16% mol (8,58% peso), o, Y_2O_3 de 8% mol (13,75% peso) y posee forma cúbica.

Con la adición de cantidades menores de óxidos estabilizantes, la zircona también puede estabilizarse parcialmente en una forma, conocida como zircona parcialmente estabilizado. La microestructura de la zircona parcialmente estabilizada a temperatura ambiente está formada, por regla general, por zircona cúbica en la fase mayor, y de precipitados de circonio, tetragonales y monoclinicos en la fase menor. Estos precipitados pueden existir en los límites de los granos o dentro de la matriz cúbica de los mismos.

- **ÓXIDO DE CIRCONIO PARCIALMENTE ESTABILIZADO CON ÓXIDO DE ITRIO:** hoy en día se presenta en forma de Y-TZP (óxido de circonio tetragonal parcialmente estabilizado con Ytrio) es un material cerámico de zircona de grano fino totalmente tetragonal compuesto por pequeños granos tetragonal 100% metaestables, tras la adición de aproximadamente 2 a 3% mol de óxido de itrio (Y_2O_3), a modo de agente estabilizante. La fracción de la fase T reconsiderada a temperatura ambiente, depende de la temperatura de procesado, el contenido de itrio, el tamaño del grano y el grado de restricción que la matriz ejerce sobre ellos.

Por encima de un tamaño de grano crítico, que principalmente está relacionado con la concentración de óxido de itrio, puede producirse una transformación espontánea T-M de los granos, mientras que, dicha transformación sería inhibida en una estructura de grano fino. La

reducción del tamaño del grano y/o incremento de la concentración de óxido u óxidos estabilizadores puede reducir la tasa de transformación.

En especial, una basta reducción del tamaño del grano provoca la pérdida de la metaestabilidad de éstos, mientras que el incremento de la concentración de óxido u óxidos estabilizadores por encima del 3,5% puede producir la nucleación de cantidades significativas de la fase cúbica estable. Así pues, para obtener una fase metaestable tetragonal a temperatura ambiente, el tamaño del grano debe ser inferior a 0,8 μm y la cantidad de óxido estabilizante no debe exceder el 3%mol.

La Y-TZP muestra algunas propiedades fundamentales excepcionales de gran interés para la ingeniería biomédica, como dureza, resistencia a las fracturas y al desgaste, buen comportamiento a la fricción, aislamiento eléctrico, baja conductividad térmica resistencia a la corrosión en ácidos y alcalinos, un módulo de elasticidad comparable al acero, y, coeficiente de expansión similar al del hierro. Sin embargo, los compuestos de Y-TZP y/o los elementos empleados (p. ej. Implantes) en las aplicaciones clínicas deben ajustarse a los criterios de las normas ISO 23356 y la Sociedad Americana de Pruebas y Materiales (American Society for Testing and Materials- ASTM) F1873. Cristalográficamente, el óxido de circonio a presión y temperatura ambiente, se encuentra en la denominada fase monoclinica. Cuando el óxido de circonio adquiere la temperatura de 1170°C, cambia de estructura pasando a la denominada fase cúbica.

Garvie en 1975 describió el denominado fenómeno de transformación resistente (Fig 4) mediante el cual la zircona parcialmente estabilizada en fase tetragonal, ante la presencia de una zona de alto estrés como es el inicio de una grieta, sufre un cambio de fase en dicha zona, pasando a cristalizar esa área en fase monoclinica. Dicho cambio trae consigo un aumento de volumen de la partícula de zircona de aproximadamente un 5% capaz de sellar la grieta.

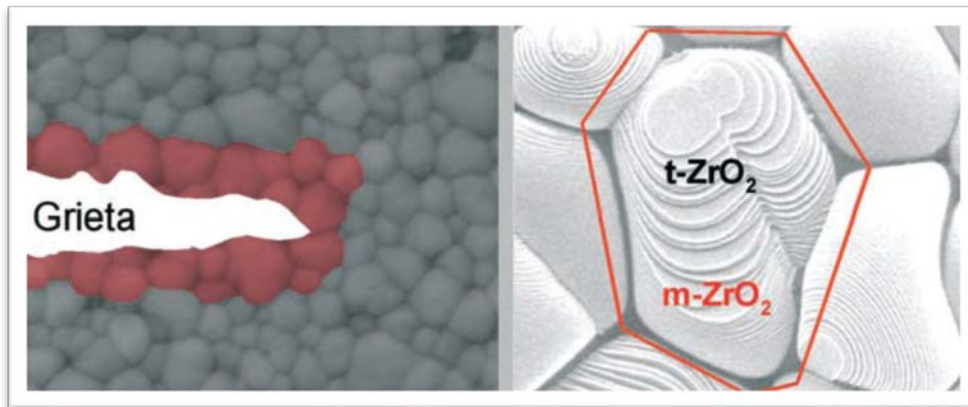


Fig 4. Transformación resistente del óxido de circonio

Así pues, finalmente lo que se consigue es una cicatrización de dicho área evitando la propagación de dicha grieta.^{18, 19, 22} Este mecanismo ha sido en el que se fundamenta el excelente comportamiento a nivel de resistencia de la circona en comparación con otros materiales. Esta propiedad que le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión de aproximadamente 900-1000 MPa, lo que supera con un amplio margen a las prótesis confeccionadas en alúmina, lo cual permite su uso incluso en la confección de coronas y puentes de hasta 4 unidades o con una longitud anatómica máxima de 38mm^{19, 20, 23, 24}. Sin embargo, la circona a temperatura ambiente se encuentra en fase monoclinica y no tetragonal, por lo que es necesario el empleo de otro elemento como el Ytrio o el Niobio entre otros, para estabilizar la circona.

La circona empleada en Odontología responde casi siempre a la formulación de óxido de circonio (ZrO_2) estabilizado parcialmente con óxido de ytrio (Y_2O_3). Si la circona estuviese totalmente estabilizada no habría posibilidad de transformación de la misma, y por lo tanto, se perdería la principal propiedad en la que se fundamenta su uso.¹⁸

La cerámica de óxido de circonio ofrece excelentes propiedades mecánicas gracias a la composición del material, con una resistencia a la fractura por encima de los 1000 MPa. (más de 5 veces la que tiene una cerámica

feldespática convencional), una extraordinaria biocompatibilidad y estética mayor translucidez en comparación con otros metales) y su facilidad de fabricación al consolidarse las técnicas de CAD/CAM, han hecho que este material se haya convertido en uno de las principales herramientas de elección en el ámbito odontológico.

En la actualidad existen muchos sistemas compuestos por circona, entre los que cabe destacar:

- Lava Zirconia (3M ESPE).
- Cercon® (Dentsply- DeguDent).
- NobelProcera® Zirconia (Nobel Biocare).
- In-Ceram® YZ (VITA).
- IPS e.max® ZIRCAD (Ivoclar).
- DC-Zircon® (DCS Dental AG).
- Denzir® (Dentronic).
- Hint-Els® Zirconium TPZ.

2.2.1.4. Según la técnica de confección

La clasificación de las cerámicas, analizando únicamente la técnica de confección en el laboratorio, resulta muy útil y representativa, pudiendo distinguir tres grupos:

- Técnica de condensación.
- Técnica de sustitución a la cera perdida.
- Técnica de procesado por ordenador.

- Técnica de condensación: en este grupo incluimos todas aquellas cerámicas que se fabrican en el laboratorio mediante condensación previa a la fase de cocción. El conformado de la cerámica se ejecuta

sobre una base o muñón resistente al calor, lo que permite su sinterización posterior mediante horneados correspondientes.

1. *Condensación sobre hoja de platino.* Esta técnica se remonta a 1886, cuando Land logra por primera vez fabricar incrustaciones y coronas de porcelana fundidas sobre una hoja de platino por el método de quemado en un horno de gas. Una vez cocida, se retiraba la hoja de platino, y se obtenía una restauración completamente cerámica. En la actualidad su uso ha disminuido mucho porque han sido reemplazadas por cerámicas de alta resistencia.
2. *Condensación sobre cofías.* Esta técnica data de 1956, año en que se consigue la unión de la porcelana a una aleación de oro, paladio y platino.^{1, 3, 25} En la actualidad está muy desarrollada y extendida, pudiéndose unir cerámica a muchos tipos de aleaciones (Cr- Co, Cr-Ni, Ni-Ti...) y también a subestructuras totalmente cerámicas.
Para esta técnica se pueden emplear cerámicas convencionales, tanto feldespáticas como aluminosas.
3. *Condensación sobre modelos de revestimiento.* El sistema se basa en la obtención de un segundo modelo de trabajo, duplicado del modelo maestro de escayola mediante un material refractario que no sufre cambios dimensionales al someterlo a las temperaturas de cocción de la porcelana. En este caso la porcelana se condensa directamente sobre estos troqueles de material refractario, y solamente cuando se ha obtenido la forma deseada, se procede a la eliminación del material mediante arenado, colocándose la restauración sobre el modelo maestro para los retoques finales.^{13, 25}

Dentro de este grupo se encuentran:

- Optec®-HPS (Jeneric).
- Mirage II® Fiber (Myron Int).
- Hi-Ceram® (Vita).
- In-Ceram® Alúmina, Spinell y Zirconia (Vita).
- Fortress® (Myron Int).

En general no se precisa equipamiento muy específico, aunque suelen ser necesarios muchos pasos hasta obtener la restauración final.^{9, 11, 18,}

26

- Técnica de sustitución a la cera perdida: están basadas en el modelado de un patrón de cera que posteriormente se transforma mediante técnicas de colado ó de inyección por presión en una cofia interna cerámica, siguiendo la técnica clásica para metales.^{13, 14}

Desde principios del siglo XX existen diferentes procedimientos descritos para colar porcelanas. Todos ellos tropezaban con idénticos problemas: las porcelanas cuando fundían constituían masas pastosas y existía, además, dificultad para encontrar materiales refractarios a los que no se adhiriera la porcelana fundida.

Sin embargo, actualmente han surgido composiciones que, una vez fundidas, presentan una fluidez adecuada apta para trabajar mediante estos sistemas. En líneas generales, todos ellos se parecen a los procedimientos de transformación de metales mediante colado. Tras la toma de una impresión de la preparación se obtiene un positivado sobre el que se modela en cera la restauración. A continuación se recubre con un revestimiento refractario adecuado. El conjunto se calienta por aplicación de calor suave, la cera se pierde, queda una cavidad o molde, para después introducir la masa de material vitrocerámico, a alta

temperatura, en estado fundido, con unas buenas características de fluidez.

Es necesario equipamiento especial. ^{4, 10, 14, 15}

- Dicor® (Dentsply).
- Cerapearl® (Kyocera).

- Técnica de inyección por presión: esta técnica se basa en un calentamiento del vidrio hasta alcanzar una consistencia plástica, como en la técnica anterior, pero el paso de la porcelana hacia el interior del cilindro no se realizará por centrifugado, sino que lo hará mediante la inyección por presión actuando como pistón un cilindro de material refractario. Esto aumenta la resistencia mecánica al disminuir la microporosidad, y permite una distribución más uniforme de los cristales en la matriz. ^{27, 28} Estos sistemas de inyección están permitiendo obtener ajustes marginales que igualan y en algunos casos pueden superar a los obtenidos con estructuras coladas de metal. ^{4, 11, 14, 15}

Los sistemas más representativos de esta técnica son:

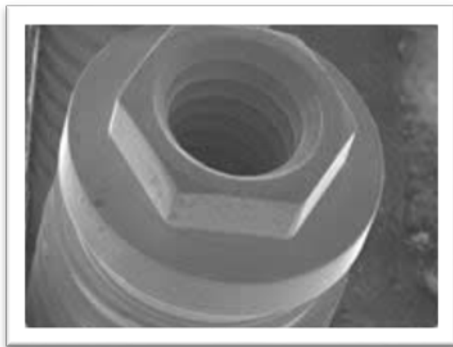
- IPS Empress® I y II (Ivoclar).
- Finesse® All Ceramic (Dentsply).

- Procesado por ordenador (CAD/CAM): este grupo está constituido por aquellos materiales cerámicos que se fabrican mediante sistemas que tanto diseñan como mecanizan, o elaboran, las restauraciones a través de ordenadores.

2.3 CONEXIÓN Y AJUSTE PASIVO EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES.

Desde la introducción del sistema Bränemark en los años 60 y 70, se han desarrollado un gran número de sistemas de implantes. Una de las características que ha sido objeto de debate es el diseño de la conexión que permite unir la estructura protésica a los implantes.²⁹

Desde el principio, el sistema Bränemark se ha caracterizado por un hexágono externo (Fig 5) que fue desarrollado para facilitar la inserción del implante en lugar de proporcionar un dispositivo antirrotacional. Esta configuración de hexágono externo ha sido muy útil en los últimos años y se ha incorporado en un gran número de sistemas. Sin embargo, tiene algunos inconvenientes debido a su altura limitada y, como consecuencia, eficacia limitada cuando son sometidos a cargas fuera del eje axial.³⁰



Figs 5 y 6. Conexión externa e interna

Las conexiones internas (Fig 6) se introdujeron para reducir o eliminar estas complicaciones mecánicas y reducir el estrés transferido a la cresta ósea.³¹ Esto no es del todo cierto para todos los sistemas de conexión. A diferencia de la conexión externa hexagonal, las configuraciones de la conexión interna adoptadas por los diferentes sistemas no son iguales.

Se ha postulado que la conexión interna demuestra una mayor resistencia a la flexión y una mejor distribución de la fuerza sobre las configuraciones externas ³² debido a su capacidad para disipar las cargas laterales dentro del implante y para resistir conjuntamente creando un cuerpo unificado, mostrando así una distribución de carga más favorable en el área de conexión. ^{33,34}

Tanto una conexión como otra deben conseguir un ajuste pasivo, este término se define como la relación de encaje que tiene dos cuerpos de forma estática sin que exista una fuerza externa que los haga encajar.

Se ha definido el ajuste pasivo de muchas maneras, como por ejemplo el contacto circunferencial y simultáneo de todos los pilares sobre sus respectivos cilindros y de todos los cilindros de oro de la prótesis sobre sus respectivos pilares. También se puede definir como la situación en la que los dos componentes de la junta atornillada son perfectamente homogéneos y están en contacto íntimo en toda su superficie. Una última definición sería la situación en la cual no existen espacios entre la superficie del pilar del implante y la supraestructura, sin que se produzcan fuerzas desfavorables.

Cuanto mejor es el ajuste logrado entre el implante y la prótesis, menor es la tensión introducida en el propio sistema implante-prótesis, con lo que se reduce de ese modo el estrés y la sobrecarga, dando como resultado una mayor longevidad de la interfase hueso/implante y por supuesto de la prótesis.

Las discrepancias tolerables entre el pilar del implante y la supraestructura protésica pueden ser variables. Un desajuste no superior a 30 μm puede ser tolerable, mientras que ³⁵ Branemark y colaboradores afirman que la discrepancia existente no debe ser nunca superior a las 10 μm . ³⁶ En cada fase de la fabricación de la prótesis se contribuye a una serie de distorsiones, la suma de las distorsiones producidas en cada fase da lugar a una distorsión resultante o final que presentará la estructura, que de ser inadecuada hará que aparezcan las distintas complicaciones.

Las distorsiones se producen a lo largo de todo el procedimiento de construcción de la prótesis:

- Durante la toma de impresiones.
- La fabricación del modelo maestro.
- La fabricación del patrón de cera.
- La fabricación de la estructura.
- La fabricación de la prótesis definitiva.
-

La distorsión producida en cada una de las fases de construcción individualmente es muy poco significativa, pero en conjunto puede dar lugar a una distorsión final de importancia, que puede dar lugar a una excesiva tensión interna en el complejo implante-prótesis que como ya habíamos comentado de no ser no tolerada, tiene como consecuencia complicaciones tanto biológicas como mecánicas.

Esta distorsión puede ocurrir en las tres posiciones del espacio, en los ejes de rotación y de traslación, y se expresa a través de la “ecuación de la distorsión”, que es la suma de todas las pequeñas distorsiones que han acaecido durante la fabricación de la prótesis. Cuando el total de estas distorsiones es cero se consigue el ajuste totalmente pasivo.

2.4 TECNOLOGÍA CAD/CAM

La tecnología CAD/CAM es un método de producción que aúna los conocimientos informáticos para aplicarlos tanto en el diseño como en la fabricación de piezas. Esta tecnología se ha venido empleando en multitud de campos en ingeniería desde hace varias décadas.³⁸ Sus siglas corresponden a las siguientes palabras en la lengua inglesa: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing: diseño asistido por ordenador / fabricación asistida por computadora.

En Odontología se empezaron a desarrollar sistemas CAD/CAM para la confección de restauraciones cuyos principales objetivos eran: evitar las distorsiones inherentes al proceso de elaboración tradicional, disminuir los tiempos de trabajo y conseguir restauraciones altamente precisas y resistentes.

Estos sistemas se introdujeron en el campo de la odontología en 1971 de forma experimental y teórica y fue en la década de los ochenta cuando Mörmann, de la Universidad de Zurich (Suiza), y Brandestini Brains Inc., Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec.³⁹ Durante esta década aparecieron diferentes sistemas como los de Duret y el sistema Minnesota.⁴⁰

El primer prototipo se presentó en la conferencia Entretiens de Garancière, en Francia, en 1983; en 1985, Duret, en colaboración con la empresa Henson International, desarrolló un sistema a partir del cual realizó una demostración fabricando una corona posterior para su mujer.^{41, 42}

Dahr a mediados de la década de los 80, desarrolla el sistema de copia y tallado Ceramatic®, para materiales de cerámica feldespática, que servía para la confección de incrustaciones a partir de una incrustación previa (pro-inlay), en boca del paciente o sobre un modelo de yeso, partiendo de una impresión convencional (procedimiento que podía efectuarse en yeso o cera); esta incrustación se fijaba a una zona específicamente diseñada para su escaneo,

procediéndose de forma simultánea y automatizada, tanto al escaneado como al mecanizado.⁴⁰

Desde entonces comienzan a desarrollarse gran cantidad de sistemas, cada vez más exactos, que buscan ofrecer restauraciones precisas, simplificando los pasos de laboratorio y utilizando materiales que no pueden ser manejados con los métodos convencionales.

A finales de los 80, Mörmann y Brandestini desarrollaron en Suiza el sistema Cerec®, comercializado por Siemens (actualmente Sirona), que supuso la primera fabricación de una restauración cerámica, sin necesidad del laboratorio dental.^{43, 45}

En 1993 surge en Suecia el sistema Procera® (Nobel Biocare), considerado hoy por hoy, el ejemplo más característico y representativo de los métodos indirectos de confección de restauraciones.⁴⁶

Inicialmente, el sistema Procera® se empleó para fabricar coronas y prótesis parciales fijas, combinando una subestructura interna de titanio fresado (Procera® AllTitan)^{47, 39} recubierta por una cerámica de bajo punto de fusión para utilizarla como prótesis fija. Posteriormente y dirigido por Anderson y Odén, el sistema experimentó una modificación con el objetivo de obtener una cofia de alúmina de gran pureza y densamente sinterizada con una porcelana de revestimiento compatible para elaborar restauraciones totalmente cerámicas.⁴⁸

La tecnología CAD/CAM es el futuro, ya presente, tanto de la prostodoncia como de otros campos de la odontología como el diagnóstico o la cirugía implantológica, mediante el empleo de un software de planificación y la creación de férulas quirúrgicas que optimizan y disminuyen la agresividad de las intervenciones, haciéndolas mínimamente invasivas.

En paralelo, los sistemas CAD/CAM para centros de producción comercial y los laboratorios dentales han extendido el rango de materiales usados y fabricados por estos sistemas.

El primer intento de automatizar la producción de restauraciones dentales surge hace 20 años, persiguiendo conseguir los siguientes objetivos:

- Producir materiales de elevada o mayor calidad utilizando bloques comercializados de diferentes materiales.
- Estandarizar los procedimientos de fabricación de las restauraciones.
- Reducir los costes de producción, al simplificar el método y reducir el tiempo empleado.⁴⁹

No obstante, tan solo puede ser justificado la utilización de la tecnología informática si ésta va a permitir mejorar o bien alcanzar las características de calidad clínica y de materiales de las reconstrucciones odontológicas convencionales.

La ADA, especifica que las restauraciones dentales deben tener un ajuste inferior a las 50 μm , ello obliga a que estos sistemas deban reunir las siguientes características: buena técnica para recopilar los datos, suficiente potencia para procesar y diseñar restauraciones complejas y un sistema preciso de fabricación.

La integración de estas tecnologías ha resultado en la introducción de varios sistemas sofisticados de CAD/CAM tales como: Cerec 3 e InLab, DCS® Precident, Procera®, Lava®, Cercon®Smart Ceramics, Everest®, Denzir®, Dentscan® y Evolution®D4D.

Los sistemas CAD/CAM constan de las siguientes fases: digitalización, diseño por ordenador y mecanizado.

2. 4.1 Digitalización

- Mecánica ó táctil, por contacto directo, como el sistema Procera® (Nobel Biocare) (Fig 7). Se caracteriza por la presencia de una sonda mecánica que recorriendo la superficie del objeto reproduce la morfología. Son extremadamente precisos, y por ello, muy usados en la industria

manufacturera. Con la desventaja de tener que “tocar” el objeto que se va a reproducir exponiendo el último a la posibilidad de ser modificado, lo cual constituye un límite evidente cuando se trata de objetos delicados y únicos. La segunda desventaja es en el tiempo de ejecución del escaneado, siendo relativamente más elevado que los que no necesitan contacto.

En general, el movimiento de la sonda no supera los cientos de Hertz, mientras el escáner óptico puede trabajar hasta 500khz. Por último, la forma del objeto debe permitir el libre movimiento de la sonda en todo su desarrollo, lo cual a veces no es posible en el caso de sólidos con retenciones.



Fig 7. Escaner táctil Nobel Biocare

- Óptica: mediante una cámara intraoral, o bien mediante diferentes tipos de escáneres de empleo sobre los modelos de yeso obtenidos a partir de impresiones de manera convencional, pudiendo éstos ser de mecanismos diversos (láser, estereofotogammametría, luz blanca...).

Los medios ópticos permiten el escaneado del objeto sin contactar con el mismo, por lo que presenta una ventaja cuando el objeto es blando o frágil. No obstante, las propiedades ópticas del objeto podrían influir en la exactitud de los datos obtenidos en el escaneado. Naturalmente existen varios modos para mejorar estos inconvenientes, por ejemplo recubriendo el objeto con una capa sutil y uniforme de polvo blanco.

En el caso de los pilares protésicos se pueden usar polvos finos de bióxido de titanio y óxido de magnesio para recubrir el pilar. (Fig 8)



Fig 8. Escaner óptico Nobel Biocare

Esta captura de datos difiere de unos sistemas a otros. Además, existen sistemas tridimensionales de captura de datos intraorales, como parte integral, por ejemplo, el del sistema Cerec® (Cerec 3D). Se están desarrollando sistemas de captura 4D que se espera también tengan utilidad en el campo dental.

En la mayoría de los casos, el escáner usado para captar los datos, es una parte integral del sistema CAD/CAM y opera sólo en combinación con un software específico. La aparición de los sistemas abiertos permite combinar diferentes escáneres y softwares de diseño, ampliándose de esta forma las distintas posibilidades de restauración.

Es importante destacar que gran parte del éxito del resultado final depende de la precisión y de la fiabilidad de los datos que se obtengan en el escaneado del modelo.^{50, 51}

2.4.2 Diseño por ordenador

Mediante un software, específico de cada sistema, se diseña la copia de la estructura protésica. Hay varios sistemas disponibles para el diseño virtual 3D de las restauraciones. El usuario generalmente tiene la opción de modificar el diseño generado virtualmente en relación a sus preferencias. Una vez que el diseño ha sido completado, el software CAD transforma el modelo virtual en una serie de comandos específicos.

Las distintas opciones terapéuticas que pueda ofrecer cada máquina, así como los elementos informáticos que faciliten la futura adaptación de la prótesis, como por ejemplo, articuladores virtuales para la adecuación oclusal como el del sistema Hint-Els, dependen del desarrollo del software y la adecuación del hardware oportuno a cada uno de los diferentes sistemas.

2.4.3 Mecanizado

Este paso varía en función de los distintos sistemas y los diferentes materiales que se vayan a emplear.

Los primeros sistemas sólo generaban la restauración cortando bloques prefabricados con el uso de fresas, diamantes o discos de diamante, ésta aproximación fue llamada “método sustractivo”, ya que el material es sustraído de un bloque. Con este sistema se perdía una gran cantidad de material, ya que se usa aproximadamente el 99% del bloque para crear una restauración. Se desarrolló como sistema alternativo, el método de fabricación libre a partir de un sólido, en el que el diseño por ordenador crea una trayectoria, construyendo una parte del baño cerámico o de polvo metálico, y añadiendo material continuamente hasta que es completado; de esta forma no hay excesos de material. Éste es el “método aditivo”.

Algunos sistemas CAD/CAM utilizan combinaciones de ambos sistemas, como es el caso de Procera®System (Nobel Biocare), una primera pieza de metal agrandado es fabricada a partir de los datos tridimensionales mediante el método sustractivo, luego se compacta el polvo del material sobre la superficie de metal para crear un bloque de mayor tamaño por el método aditivo. La pieza de mayor tamaño se sinteriza, para hacer el material lo más denso posible y para alcanzar el tamaño correcto en compensación con la contracción.⁴⁹

Los sistemas se diferencian fundamentalmente en el tipo de recogida de datos tridimensionales de los dientes pilares, es decir, en la primera fase de digitalización. Por el contrario, la fabricación automatizada (CAM) de las piezas de material cerámico es muy parecida en todos los sistemas y consiste en una máquina de control numérico (NC) con dispositivos específicos para el material de fresado o tallado, que son móviles en los 3 ejes aunque ya existen en el mercado sistemas de 5 ejes como el sistema de fresado Hiper-Mill (OPEN MIND Technologies).⁴⁹

Según Mehl y cols,⁵² estos sistemas permiten elaborar restauraciones dentales con materiales de primera calidad y alta tecnología, mediante el empleo de materiales homogéneos, que no son alterados durante la preparación.

Los sistemas CAD/CAM presentan ciertas ventajas⁵³ con respecto a los sistemas tradicionales tales como: reducción del tiempo de trabajo, al eliminar algunos pasos de técnicas de laboratorio aún necesarios con los métodos convencionales (encerado, revestimiento, colado), por lo tanto, pueden evitarse las variaciones que se producen durante dichos procesos. Este método automatizado supone un ahorro de tiempo, lo cual en algunas técnicas, puede evitar tener que preparar restauraciones provisionales, y acortar o reducir el número de visitas. Además permite técnicas mínimamente invasivas, pudiendo en algunos casos, evitar la toma de impresiones (impresiones ópticas).

Permiten obtener restauraciones precisas, con valores de ajuste marginal dentro de los límites clínicamente aceptables ($< 120\mu\text{m}$). Pueden emplear diferentes materiales, según el sistema: cerámica, resina compuesta, titanio

comercialmente puro, e incluso cromo-cobalto, siendo el más ampliamente utilizado la cerámica.

En cambio, presentan como inconvenientes: el requerimiento de un equipamiento específico de cada sistema y costoso, así como la necesidad de un entrenamiento y aprendizaje por parte del profesional y/o técnico para manejar el sistema y estar familiarizado con los aspectos clínicos y de laboratorio. Ello incluye la impresión óptica o el escaneado de los modelos, el ordenador, el software, instrumental y maquinaria, el material, entre otros. Además el CAD registra lo que ve, por lo que precisa de preparaciones dentarias nítidas.⁵⁴

Los sistemas CAD/CAM pueden aplicarse en diversos campos de la prótesis: Prótesis fija sobre dentición natural, en Implantoprótesis, permitiendo la elaboración de pilares de implantes, coronas y puentes implanto-retenidos, supraestructuras protésicas y barras para sobredentaduras. Permite también la confección de estructuras metálicas en Prótesis Parcial Removible, y actualmente se está estudiando su utilidad en la Prótesis maxilofacial.

2.4.4 Clasificación sistemas CAD/CAM

Estos sistemas se pueden clasificar en:

- Métodos directos: sistemas CAD/CAM totalmente integrados.
- Métodos indirectos: que se subdividen en dos grupos en función de la localización de la operación de CAD:
 - La impresión (óptica u otra) se toma en el gabinete dental, donde se realiza la operación CAD. Se transmiten los datos a una estación central de CAM para la confección de la restauración.
 - La impresión se toma en la consulta. La información recogida se transmite a una estación central donde operan los módulos CAD y CAM.

Las posibilidades que ofrecen los sistemas CAD/CAM son múltiples y son el resultado de una larga evolución que todavía no ha llegado a su fin (Tabla 2).

Los sistemas CAD/CAM no sólo sirven para la confección de restauraciones de prótesis dental, sino también para confeccionar prótesis faciales, e incluso para minimizar al máximo las posibles complicaciones a la hora de realizar dichas restauraciones dentales desde el momento inicial de la colocación.^{55, 56}

Como ya se ha mencionado con anterioridad, se está estudiando la utilidad de estos sistemas CAD/CAM en el campo de Cirugía Maxilofacial. De esta forma, existen diferentes sistemas como el SimPlant® (*Materialise/Medical*), NobelGuide® (*Nobel Biocare AB, Goteborg, Suecia*), Facilitate® (*Astra Tech Dental*), Navigator® (*BIOMET 3i*)... entre otros, a partir de los cuales se podrá obtener un tratamiento completo para el diagnóstico, la planificación del mismo orientada a la prótesis y la cirugía guiada de los implantes, abarcando desde casos unitarios hasta maxilares edéntulos. Es decir, ofrece la posibilidad de tener en consideración todas las decisiones importantes antes de la cirugía.

Son sistemas que han supuesto una revolución a la hora de realizar una planificación detallada del tratamiento e implementación quirúrgica, lo cual va a permitir planificar extraoralmente con precisión los diferentes casos que se planteen en la clínica diaria.^{57,58}

En estos casos el sustrato a digitalizar es la propia estructura ósea del paciente a partir de un TAC, haciendo un diseño computarizado de la óptima colocación de los implantes y confeccionando una férula quirúrgica para el adecuado posicionamiento de los mismos, minimizando al máximo la posibilidad de errores y haciendo de estos procesos una técnica relativamente sencilla, rápida y totalmente predecible.

Todo ello hace que los tiempos de espera en la cirugía de implantes se estén reduciendo de manera considerable, así como que se esté fomentando una disminución de la afectación psicosocial del paciente ante su pérdida dentaria;

así mismo, se facilita un mejor posicionamiento de las futuras restauraciones, lo que reportará ventajas tanto a nivel estético como funcional de las mismas.^{59,60}

Del mismo modo, cabe citar la nueva incorporación al mercado de los sistemas de escaneado intraoral, como el anteriormente citado CEREC 3D o el sistema Lava COS (3M ESPE) que responde a la siglas Charside Oral Scanner, que permite realizar impresiones digitales intrabucales de arcadas completas.^{61, 62} De esta forma se evitan las molestias y los costes que suponen el material de impresión, además de aportar eficacia, confort y mejorar la comunicación con el paciente al permitir una evaluación directa de la calidad del modelo y, por tanto, reducción de las fuentes de error.

El sistema Lava COS, cuya evolución es el escáner True Definition, permite la confección de coronas unitarias, carillas, inlays, onlays, restauraciones múltiples, puentes de tres y cuatro piezas y pilares de implantes. El modelo maestro se obtiene mediante estereolitografía, pudiéndose elegir la técnica de confección de la prótesis, optando por técnicas de colado o fresado mediante CAD/CAM.

Otros sistemas de impresión digital similares al anteriormente descrito son el iTero (Cadent), Trios (3Shape) o el sistema E4D Dentist (D4D TECH) entre otros, los cuales siguen la misma línea que el anterior. Su finalidad es hacer restauraciones, enviando el modelo virtual mediante un archivo digital al laboratorio; actualmente ya están funcionando en el mercado europeo.

El gran aporte de estas técnicas tan novedosas es, además de comodidad clínica tanto para el paciente como para el profesional, la obtención de una información precisa inmediata, que junto con las técnicas de Control Numérico Computarizado (CNC), pueden aportar rapidez, exactitud y ausencia de errores relacionados con la confección manual de la prótesis dental.^{63, 64}

La tecnología está transformando la Odontología desde avances en diagnóstico, pasando por los nuevos sistemas de escáner intraoral que sustituyen a la impresión tradicional, hasta la aplicación de tecnologías CAD/CAM en la fabricación de coronas, implantes y puentes. Por lo tanto, la

situación actual está en continua evolución y son muchos los retos que tendrán que afrontar las nuevas tecnologías.

Como consecuencia de todo ello, el odontólogo deberá plantearse una nueva forma de trabajo digital, dado que nos encontramos en el camino hacia la era de la Odontología Digital.

2.4.5. Modelos de producción CAD/CAM

1. Modelos de sistema en el gabinete dental. El primero y único comercializado es el sistema Cerec® (SIRONA) ⁶⁵con él, los 3 pasos, incluyendo la producción automatizada de las restauraciones, puede hacerse en el gabinete dental.
2. Laboratorio dental. Es similar al utilizado en la producción de restauraciones convencionales. El profesional envía una impresión o modelo, y la arcada antagonista al laboratorio, donde se fabrica la restauración. La única diferencia es que al menos, parte de la fabricación está automatizada. El coste es elevado.
3. Modelo de laboratorio dental-centro de producción. El laboratorio dental tiene los datos y el software necesario para su procesamiento. El técnico de laboratorio escanea los modelos y diseña las restauraciones, manda el diseño final a un centro de producción.
4. Modelo de trabajo compartido o concepto abierto. Similar al anterior pero participan múltiples laboratorios y/o colaboran varios centros de producción, lo que permite mayor flexibilidad en la elección de los materiales. Sólo unos pocos ofrecen esta posibilidad: ZENO®TEC, True Defintion, 3Shape Dental System, Laserdental®.

	CEREC	DCS PRESIDENT	PROCERA	DCM CERCON	EVEREST
Empleo	Clinica	Laboratorio	Laboratorio	Laboratorio	Laboratorio
Escaneado	Cerec3D:escáner óptico. Precisión:25- 30µm	Escáner óptico por láser (Preciscan) Precisión:1-5µm	Escáner mecánico con sonda.Precisión:10 Escáner Procera Forte	Láser, barrido óptico	Escáner óptico, luz por franjas. Precisión:20µm
Materiales	alúmina y zirconio.	Ti, Zr,metales, composites reforzados con fibra de vidrio.	Alúmina,Zr gingivazirconia	Cofia dióxido Zr y porcelana baja fusión	C.Vidrio reforzada con leucita, óxido de zirconio, titanio
Prótesis	Cerec 3D:inlays, onlays, coronas parciales, post. Y ant. Puentes 3 piezas.	Puentes cerámica,coronas telescopicas o cónicas.	Cor,carillas,ptes14unidades prót. sobre implantes	Puentes	Incrus,veneers, Cofias,cor,ptes, Estruc.
Oclusión	No articulador virtual	No	No	No	No

Tabla 2. Comparativa de algunos sistemas cerámicos CAD/CAM

2.5 SELLADO MARGINAL

El ajuste o sellado marginal en prótesis fija se define como la exactitud con la que una restauración encaja sobre una línea de terminación, previamente tallada por medio de un instrumento rotatorio diamantado de alta velocidad, en la porción cervical de la corona dentaria.^{66, 67} Junto a la resistencia a la fractura y la estética, el ajuste marginal constituye una de las condiciones más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones.⁶⁶

Las restauraciones indirectas, al confeccionarse fuera de boca y posteriormente fijarse a la preparación dentaria, generan una interfase, es decir, que siempre va a existir un espacio real o virtual entre la preparación y la restauración. Así, la función del agente cementante será aumentar la retención entre ambos elementos y de esta forma mantener la integridad total de la restauración.

Cuanto mayor sea la discrepancia, mayor cantidad de material cementante quedará expuesto al entorno oral. Una gran discrepancia marginal también se relaciona con un índice de placa más alto y con pérdida de inserción.⁶⁸ Además, si el sellado del cemento fracasa y permite la filtración de bacterias, podría ser una de las causas de inflamación pulpar⁶⁹ e incluso de la necrosis de la pulpa.

Al realizar prótesis sobre implantes el ajuste marginal no es tan necesario para evitar caries secundaria, ni hipersensibilidad, pues obviamente, el pilar metálico o cerámico no puede sufrir ese tipo de patología, pero sí que es necesario para evitar patología periodontal, pues si existe un desajuste marginal puede acumularse en esa zona bacterias patógenas. Cabe distinguir entre los conceptos de ajuste marginal y ajuste pasivo. **Ajuste marginal** implica la relación de encaje que tiene dos cuerpos de forma estática, es decir, la cantidad de interfase que existe entre una estructura protésica y el muñón sobre el que encaja y sobre el que se fija mediante un tornillo o cemento dental. **Ajuste pasivo** implica el mismo concepto pero con un añadido, los cuerpos deben encajar sin que exista una fuerza externa que los haga encajar.

El ajuste interno y marginal son factores cruciales para la evaluación de la calidad de las restauraciones fijas, ya que los desajustes a este nivel son los responsables de una serie de alteraciones que van a desembocar con el paso del tiempo al fracaso del tratamiento. Por ello, para asegurar la longevidad de una restauración es crucial que la interfase sea mínima.

Sin embargo, la terminología para describir este concepto varía ampliamente de unos autores a otros, lo cual constituye una fuente de confusión cuando se comparan diferentes estudios.^{70, 72} En muchos casos, llegan a una conclusión basada en su propia definición lo que hace que los resultados obtenidos y las conclusiones de los trabajos en muchas ocasiones no sean comparables entre sí, ni extrapolables.

Con el fin de evitar estas discrepancias entre los diferentes investigadores, Holmes y Cols ⁷¹ definen el ajuste en términos de desajuste medido en varios puntos entre la superficie de la restauración y el diente: (Fig 9)

Desajuste interno como la distancia existente entre la restauración y la preparación medida en la región interna.

Desajuste marginal, la distancia perpendicular existente entre la restauración y la preparación medida a nivel del margen.

Desajuste marginal vertical, es la distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial de la preparación medida paralelamente a la vía de inserción de la restauración.

Desajuste marginal horizontal, es el desajuste que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial medida perpendicularmente a la vía de inserción de la restauración.

Margen sobreextendido, es la distancia que existe desde el desajuste externo hasta el margen de la restauración, es decir, el tramo de prótesis que rebasa la línea de terminación.

Margen infraextendido, es la distancia desde el desajuste externo hasta el ángulo cavosuperficial de la preparación. En este caso, es el diente que sobrepasa la restauración.

Desajuste marginal absoluto o total, es la máxima distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente. Dicha medida corresponde a la combinación angular del desajuste marginal y el sobreextendido o infraextendido.

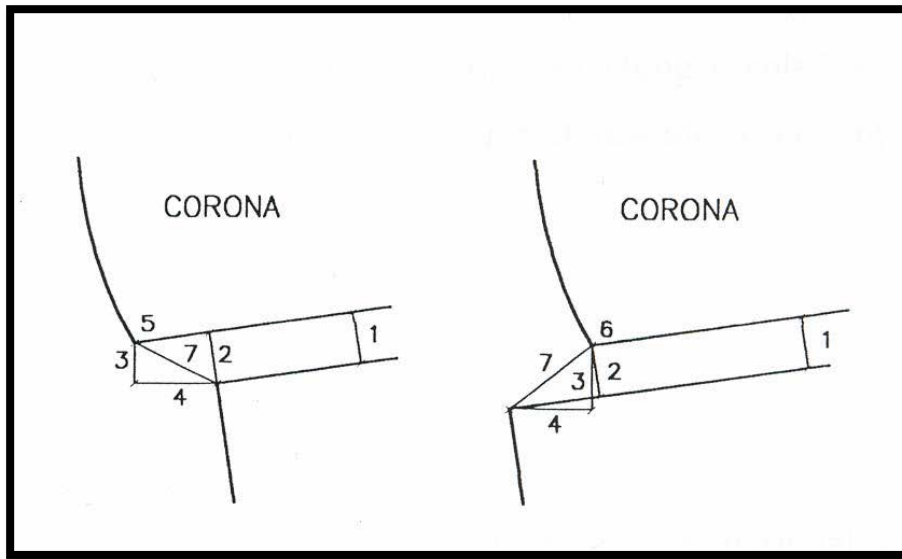


Fig.9.Desajuste marginal. (Modificado de Holmes y cols.). 1= Desajuste interno; 2= Desajuste marginal o externo; 3= Desajuste vertical; 4= Desajuste horizontal; 5= Margen sobrecontorneado; 6= Margen infracontorneado; 7= Discrepancia marginal absoluta.

Holmes y cols⁷¹ en 1989, también clasificaron los posibles defectos marginales en cuatro tipos de discrepancias marginales (fig. 9):

- **Sin defectos.** La discrepancia marginal absoluta es nula. No existen defectos ni verticales ni horizontales. Se trata del ajuste ideal.
- **Defectos verticales.** La discrepancia en este caso es puramente vertical, no ha defectos de extensión. El desajuste marginal absoluto coincide con el vertical, externo e interno.
- **Defectos horizontales.** No existen defectos verticales, sólo horizontales. En este tipo la discrepancia marginal horizontal coincide con la absoluta, que es el error de extensión. Por lo tanto, en este grupo se pueden encontrar dos subtipos de defectos horizontales:
 - Defectos de sobreextensión
 - Defectos de infraextensión

Defectos mixtos. Son una combinación de todos los defectos anteriores, son los más usuales, ya que encontrar defectos verticales u horizontales puros es muy difícil.

Existen dos grupos:

- Defectos verticales sobreextendidos
- Defectos verticales infraextendidos

El ajuste marginal es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones en prótesis fija. La falta de sellado marginal puede dar lugar a una serie de complicaciones que pueden aparecer aisladas o combinadas y que se clasifican en biológicas, estéticas y mecánicas.

Las consecuencias biológicas^{72, 74} afectan a la salud de los dientes y el periodonto. Derivan de la acumulación de placa bacteriana alrededor de las restauraciones cuando no hay un buen ajuste. Pueden ser complicaciones dentales tales como: caries, pulpitis, necrosis, e incluso fractura; y complicaciones periodontales, como gingivitis, periodontitis, recesiones gingivales o pérdida del hueso alveolar, entre otros.

Y como consecuencia de éstas, pueden surgir las complicaciones estéticas^{73, 74} pues los tejidos periodontales pueden verse afectados en forma, color, textura, consistencia, etc.

Y finalmente las mecánicas^{72, 73} que afectan a la integridad, retención y durabilidad de las restauraciones y que se basan en que cuanto mayor sea el contacto entre la superficie interna de la restauración y el diente, mayor será la retención. Por lo tanto, a mayores discrepancias marginales, las descementaciones serán más frecuentes, aumentando así el riesgo de fractura y disminuyendo la longevidad.

Por lo tanto, tal y como se ha mencionado anteriormente, la adaptación marginal es uno de los factores más importantes para el éxito a largo plazo de la prótesis fija.

Sin embargo, actualmente no existe un consenso sobre el tamaño de la interfase aceptable desde el punto de vista clínico, pues la adaptación final va a depender también de otros factores como son: la preparación de los pilares y la línea de terminación, la técnica de confección, la técnica de impresión y el material usado, y el agente cementante, así como la técnica de cementado.

La mayoría de los autores coinciden en que un ajuste marginal entre 100-120µm parece ser el rango para ser considerado clínicamente aceptable de cara a la longevidad de las restauraciones.

Mc Lean y Von Fraunhofer ⁷⁵ en 1971 encontraron que discrepancias por debajo de los 80 µm eran difíciles de detectar clínicamente. Estos mismos autores en su amplio estudio sobre mil restauraciones, durante cinco años, concluyen que 120 µm, representa la apertura marginal máxima clínicamente aceptable, valor que es unánimemente aceptado por la mayoría de los autores.

76, 77

2.5.1 Factores que influyen en la adaptación de las restauraciones

En la evaluación de los diferentes estudios sobre la discrepancia marginal hay que tener en cuenta diversos factores que influyen en la adaptación de las restauraciones, como son:

- Tamaño muestral.
- Línea de terminación.
- Momento de medición: antes o después del cementado de las restauraciones.
- Agente cementante y técnica de cementado.
- Almacenamiento y tratamiento después del cementado.
- Técnica empleada en la medición (microscopía, microfiltración, perfilometría, etc.).
- Tipo de estudio.
- Localización de las mediciones.

- Línea de terminación:

Se define como la configuración del margen de las preparaciones para las restauraciones de prótesis fija.⁷⁸ Este concepto ha sido motivo de diferentes estudios y controversias, ya que el éxito de una restauración dependerá de la adaptación de sus márgenes a la línea de terminación. Ello asegurará la integridad marginal, mecánica, biológica y estética.

Los objetivos a cumplir durante la preparación de dicha línea de terminación van encaminados a obtener una adecuada adaptación marginal que aseguran la durabilidad de la restauración. Entre ellos cabe destacar: remoción de la caries a ese nivel, fácil preparación, fácil de identificar en la impresión y en el troquel de trabajo, proporcionar el suficiente volumen para la restauración, suficiente resistencia para soportar la deformación durante la función, ser regular y liso, no dejar prismas de esmalte sin soporte, y ser lo más conservador posible con la estructura dentaria.

Las indicaciones de los diferentes estudios han ido variando a medida que se han incorporado nuevos materiales de restauración.

La línea de terminación de elección es el chámfer. Se caracteriza por ser un acabado gingival redondeado en ángulo obtuso cuyo tallado es más conservador que el hombro. Ello va a facilitar el ajuste marginal y los procedimientos de laboratorio. Una variante a esta preparación es el chámfer profundo, que proporciona una mayor resistencia a la restauración que el chámfer convencional. Además hay que tener en cuenta que para la tecnología CAD/CAM es necesario que los márgenes sean redondeados para que los escáneres puedan registrar la zona axiogingival sin errores.

La localización debe ser supragingival^{79, 80, 81} para una correcta evaluación de la línea de terminación tanto intrabucal, como en la impresión y en el modelo, a la vez que se preservan los tejidos periodontales.^{82, 83} Diferentes estudios concluyen que una terminación supragingival proporciona una menor pérdida de inserción, un menor índice de placa que las preparaciones subgingivales.^{68,}

- Convergencia oclusal del muñón.

Se define como el ángulo de convergencia entre dos superficies axiales opuestas. La preparación de un muñón para una corona de recubrimiento total necesita de una mínima conicidad entre sus paredes para permitir un correcto asentamiento así como facilitar la expulsión del agente cementante. Distintos autores concluyen en sus estudios que una mayor convergencia, disminuye la discrepancia marginal al facilitar el escape del agente cementante.⁸² Sin embargo, también se ha demostrado que a mayor convergencia, menor es la retención de la restauración.⁸² En base a estos factores, se estima que la conicidad ideal entre las paredes de una restauración es de entre 3 y 12°.

- Técnica de confección.

El objetivo de las nuevas tecnologías CAD/CAM es la obtención de restauraciones de gran exactitud. Superan las técnicas convencionales ahorrando tiempo y evitando las distorsiones inherentes a los métodos manuales.⁸³

- Cocción de porcelana.

Determinados estudios concluyen que cuando la porcelana es sometida a varias fases de cocción no afectan de forma significativa al ajuste marginal de las restauraciones.⁸⁴

Sin embargo, otros autores afirman que las distintas fases de cocción de la porcelana en las restauraciones ceramo-metálicas pueden afectar de forma significativa el sellado marginal.^{85, 86} Este hecho también puede observarse en las restauraciones cerámicas.

- Cementado.

Esta fase es esencial para el éxito a largo plazo de las restauraciones de prótesis fija, pues está directamente relacionado con la retención y el sellado marginal de las mismas.^{87, 88}

El agente cementante tiene dos funciones fundamentales: por un lado, aumentar la superficie de fricción entre la preparación y la restauración, viéndose incrementada así la retención; y por otro lado, mantener la integridad de los pilares preparados, evitando su exposición a los fluidos bucales.⁸⁶

Uno de los problemas más importantes es el asentamiento incompleto de las restauraciones. Básicamente los factores que llevan a dicho fenómeno son: un aumento en la presión hidráulica que se genera en la cara oclusal durante el cementado, la cantidad y el espesor de la capa del agente cementante y el lugar de aplicación. Todos estos factores están relacionados entre sí.^{87, 89}

Con respecto al lugar de aplicación del cemento, se obtienen mejores resultados cuando el agente cementante se aplica sobre la preparación y no sobre la restauración ya que se ha observado que, al descender apicalmente la restauración, el cemento es impulsado hacia los márgenes y hacia el exterior, y no si se aplica sobre la restauración donde se produciría un aumento de la presión hidráulica a nivel de la cara oclusal, y ello impediría el correcto asentamiento de la restauración.⁹⁰

2.5.2 Propiedades de los agentes cementantes

Todos los cementos han de cumplir una serie de propiedades ideales.^{91, 92}

- Propiedades biológicas: biocompatibles, no tóxicos ni alergénicos, deben inhibir el acúmulo de placa así como la formación de caries.

-

- Propiedades mecánicas: baja solubilidad, resistencia a la compresión a la tracción, módulo de elasticidad adecuado. Todos los autores coinciden en que las mejores propiedades mecánicas las presentan los cementos de resina, seguidos de cementos de vidrio ionómero y los cementos de fosfato de zinc.^{93, 94}
- Propiedades estéticas: su color debe asemejarse al diente natural.
- Propiedades de trabajo: tiempo de trabajo prolongado y de fraguado rápido, baja viscosidad, de fácil manipulación.
- Bajo coste.

Actualmente, no existe ningún cemento que cumpla con todos los requisitos. Por ello, se deben conocer las características de los agentes disponibles para saber elegir el más apropiado para cada caso.^{78, 90}

2.5.3 Técnicas de medición del ajuste marginal

Los puntos de referencia para las mediciones y la terminología descriptiva para definir “ajuste” varían considerablemente entre los investigadores. A menudo el mismo término es utilizado para referirse a diferentes medidas o diferentes términos son utilizados para referirse a la misma medida. Esto significa una constante fuente de confusión cuando se comparan los diferentes estudios^{95, 96} No fue hasta 1989 cuando Holmes⁷¹ et al unificaron las referencias empleadas para medir la interfase marginal.

De todos los parámetros propuestos por estos autores, la discrepancia absoluta es el índice más representativo porque es una combinación del desajuste vertical y horizontal. A pesar de ello, resulta complicado resumir en un sólo dato toda la información presente en el "gap". Por este motivo, es imprescindible realizar varias mediciones a lo largo del margen si se quieren obtener unos resultados relevantes. Según Groten et al, se necesitan como mínimo cincuenta registros para analizar correctamente la adaptación de una corona.^{97, 98}

El modo más simple, que se viene utilizando clásicamente para comprobar en clínica el ajuste de una restauración totalmente cerámica, es la observación visual directa y el sondaje de la interfase diente-restauración, aceptando como válidas, aquellas prótesis en las que la sonda no penetra en el surco entre la restauración y el diente.⁹⁹ Sin embargo, estos métodos no poseen la suficiente sensibilidad como para ser utilizados en investigación, ya que, habitualmente no se conoce el valor del diámetro de la sonda, y aunque se mida, éste puede variar mucho debido al uso y resulta complicado detectar espacios mayores a 80 μm .¹⁰⁰

Por ello, son preferibles otros sistemas que consisten en medir el ajuste que presenta una restauración, una vez colocada en la boca del paciente, realizando un duplicado de la misma.¹⁰¹

Se han descrito varias técnicas para analizar in vitro el sellado marginal de una prótesis fija:

- Métodos directos: la medición externa del ajuste a nivel de la línea de terminación directamente sobre las probetas pueden realizarse con lupas; microscopía óptica;¹⁰² perfilometría; microscopía de fluorescencia;¹⁰³ microscopía electrónica de barrido¹⁰¹ (MEB) y analizador de imagen.¹⁰⁴

Los estudios de microfiltración consisten en someter a la unión diente-restauración a la acción de un colorante. Las soluciones que se emplean para la tinción de las muestras son generalmente el azul de metileno y la fucsina básica, aunque también se pueden usar otras como el nitrato de plata, la eosina o isótopos radiactivos.

A continuación, los especímenes se seccionan y mediante un microscopio óptico o estereoscópico se evalúan en base a unos criterios.

Los principales inconvenientes de este método son la subjetividad de sus registros al utilizar escalas semicuantitativas que asignan valores numéricos a distintos grados de microfiltración y la pérdida de información que supone el

análisis de secciones transversales ya que el desajuste puede variar en función de la localización.¹⁰⁵

El examen marginal mediante perfilometría se basa en registrar informáticamente la morfología axial de la preparación junto con el perfil de emergencia de la restauración y, seguidamente, contrastar ambas imágenes valorando su adaptación.

La mayor ventaja de este método es que se puede obtener una secuencia completa del desajuste de una forma rápida y no destructiva.⁷⁰

Otro método es la medición de la interfase marginal mediante un equipo de análisis de imagen. Se trata de una técnica simple y conservadora. Con este método se puede examinar claramente la interfase restauración-probeta sin necesidad de cortar el espécimen. Se pueden realizar mediciones del ajuste de una forma sistemática y objetiva.^{70,103}

Otro método es la medición de la interfase marginal mediante microscopía electrónica de barrido (MEB). Se trata de una técnica conservadora, con un excelente poder de magnificación que permite analizar con gran precisión la discrepancia y la calidad marginal. Empleando MEB se puede explorar repetidamente todo el perímetro de la prótesis y, al mismo tiempo, se puede caracterizar el material mediante espectrometría dispersiva. Pero, el MEB también tiene limitaciones ya que requiere una preparación previa de las muestras (fijación, metalización, etc.) y la exactitud de sus medidas depende del ángulo de observación.¹⁰⁶

- Métodos indirectos: son sistemas que evalúan a lo largo de toda la superficie de contacto el ajuste interno de la restauración. La mayoría de los estudios analizan el espesor de la película de un material de impresión interpuesto entre la restauración y la probeta previo al cementado, generalmente suele ser silicona fluida o resina, y posteriormente es examinado por barrido óptico o con láser.

La ventaja de este método es que no es invasivo y permite su uso tanto en clínica como en el laboratorio.

La principal limitación es que las medidas al realizarse en réplicas son más inexactas, sobre todo, las correspondientes a los márgenes interproximales y/o subgingivales que siempre son más difíciles de reproducir. ^{24, 104}

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Uno de los principales y más importantes objetivos en la prótesis fija sobre implantes es garantizar la máxima longevidad de las mismas. Tanto el correcto ajuste restauración-pilar, como la técnica de confección está íntimamente relacionado con el pronóstico y la supervivencia de dichas restauraciones.

Tanto las restauraciones ceramo-metálicas, como la confección de restauraciones mediante la técnica del colado a la cera pérdida siguen siendo las más habituales hasta el momento. Sin embargo, las restauraciones ceramo-metálicas, presentan algunos inconvenientes como es la estética ya que, debido a la infraestructura metálica que poseen, no se produce una adecuada reflexión de la luz.

Debido a la elevada demanda estética por parte de los pacientes, nos encontramos que los recientes estudios realizados con los nuevos sistemas cerámicos basados en la tecnología CAD/CAM parece que muestran resultados superiores a las técnicas convencionales y evitan las distorsiones inherentes a los métodos tradicionales.

El óxido de circonio actualmente es el material más resistente y estable en el mercado, aunque presenta cierta dificultad de manejo al tener que someterse generalmente a un proceso de sinterización, así como el inconveniente fundamental de su recubrimiento cerámico, como es el “chipping”. Por ello, se ha introducido en el mercado el óxido de circonio monolítico, que permite la fabricación de la restauración a partir de un bloque eliminando procesos posteriores. Sin embargo son escasos los estudios sobre su comportamiento especialmente en prótesis sobre implantes.

Ante la necesidad de obtener restauraciones cerámicas con un óptimo ajuste marginal, se plantearon las siguiente hipótesis nulas (H_0):

1. El ajuste marginal de coronas de óxido de circonio con recubrimiento y monolíticas no diferirá del obtenido en coronas metal-cerámica.
2. No existirán diferencias en el ajuste marginal entre la cara vestibular y lingual de las restauraciones.
3. No existirán diferencias en el ajuste marginal de las restauraciones en implantes con conexión externa e interna.

4. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

El interés por la estética dental ha estado presente a lo largo de la historia, sin embargo, es a finales del siglo XIX y comienzos del siglo XX cuando se dispone de materiales estéticos como las cerámicas.

Las primeras cerámicas que aparecieron en el mercado no estaban exentas de complicaciones por lo que en la década de 1960 aparecieron las restauraciones ceramometálicas, que aún hoy en día continúan siendo las más utilizadas por el buen pronóstico a largo plazo que ofrecen.

Sin embargo, no cabe la menor duda de que este tipo de restauraciones presentan ciertos problemas estéticos ya que su infraestructura metálica no permite una adecuada reflexión de la luz.

Aunque en la actualidad es posible confeccionar restauraciones cerámicas con una estética muy similar a la del diente natural, con preparaciones dentarias bastante conservadoras con la estructura dentaria, y con unos sellados marginales dentro de los límites aceptados clínicamente, el problema principal radica en la resistencia a la fractura, para soportar las cargas oclusales en los sectores posteriores.

Debido a ello desde el año 2000 las investigaciones se centran en los sistemas cerámicos a base de óxido de circonio parcialmente estabilizado, que es el material cerámico más resistente y estable del mercado hasta el momento. Además durante este tiempo se han ido perfeccionando las tecnologías CAD/CAM en un intento de sumar las excelentes propiedades físicas y mecánicas de la zircona con la precisión del procesamiento automatizado, para conseguir ajustes óptimos.

Así, en los últimos años se ha ido perfeccionando la técnica de confección de las restauraciones de zircona, la técnica inicial partía de bloques de óxido de circonio presinterizados que posteriormente se sinterizaban en un horno. Esto se ha ido perfeccionando hasta poder obtener restauraciones de zircona a partir de un bloque monolítico ya sinterizado.

Son escasos los estudios sobre el sellado marginal de restauraciones CAD/CAM metal-cerámica y de óxido de circonio en coronas sobre implantes, así como la influencia que puede tener la conexión implante-pilar.

Por ello, los objetivos planteados en el presente trabajo de investigación fueron los siguientes:

1. Analizar si el sellado marginal de coronas unitarias sobre implantes confeccionadas con tecnología CAD/CAM (circona monolítica, circona con cerámica de recubrimiento, y metal-cerámica) se encuentra dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. Evaluar la discrepancia marginal en las coronas confeccionadas con cada sistema.
3. Valorar si existen diferencias en el sellado marginal entre las caras vestibular y lingual de las restauraciones.
4. Analizar si existen diferencias en la discrepancia marginal de las restauraciones entre implantes con conexión externa e interna.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1 CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS

En el Taller Mecánico de la Facultad de Ciencias Físicas de la UCM, se fabricaron 60 probetas en metacrilato mecanizado macizo, a partir de un diseño planta, alzado y vistas, realizado con el programa informático AutoCAD versión 14R (Autodesk, San Rafael, California, USA). Esta probeta se utilizará como base de retención del implante seleccionado.

La base presenta las siguientes características (Figs 10 y 11):

- Anchura: 1,5 mm.
- Profundidad: 1,5 mm.
- Altura: 1mm.
- Una perforación en el punto medio para alojar el implante:
 - Diámetro: 3,4 mm.

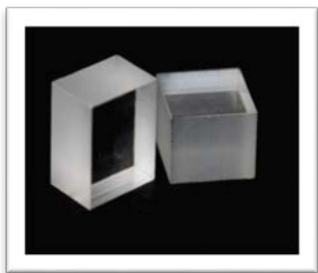


Fig10. Probeta; Fig 11. Probeta perforada

Para asegurar que todos los implantes fueran colocados en el mismo punto en el centro de la probeta, durante la mecanización de las mismas se marco un punto central.

5.2 MUESTRA Y SELECCIÓN DE GRUPOS

Para el presente estudio *in vitro*, se seleccionaron dos sistemas de implantes, con dos tipos de conexión implante-pilar (Figs 12-15):

- Conexión externa (TSH; Phibo®, Sentmenat, Barcelona)
- Conexión interna (Tapered Screw-Vent; Zimmer Biomet; Holdings Inc, Warsaw, Indiana, USA).

Dentro de cada tipo de conexión, se estudiaron 3 tipos de materiales para restauraciones unitarias:

- Restauraciones de circona monolítica sobre un pilar de circona.
- Restauraciones de circona con cerámica de recubrimiento sobre un pilar de circona.
- Restauraciones metal cerámica sobre un pilar de titanio.



Fig 12



Fig 13



Fig 14



Fig 15

Figs 12, 13. Pilar de circona atornillado; Figs 14, 15. Pilar de titanio atornillado

5.3 CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS

La distribución de las 60 probetas se realizó de forma aleatoria en dos grupos de treinta probetas cada uno ($n=30$), según el tipo de conexión implante-pilar.

A su vez cada grupo se dividió en 3 subgrupos según el material restaurador. Para la codificación de cada probeta se empleó una letra y un número. La letra indicaba el grupo al que pertenecía, es decir, el tipo de restauración así como el tipo de conexión; y el número el orden dentro de cada conjunto. De modo que los grupos formados fueron: (Tabla 3)

Grupo Conexión Interna:

- **Grupo MOI:** Coronas de zircona monolítica conexión interna
- **Grupo ZRI:** Coronas de zircona con recubrimiento cerámico conexión interna
- **Grupo MCI:** Coronas metal cerámica conexión interna

Grupo Conexión externa

- **Grupo MOE:** Coronas de zircona monolítica conexión externa
- **Grupo ZRE:** Coronas de zircona con recubrimiento cerámico conexión externa
- **Grupo MCE:** Coronas metal cerámica conexión externa

conexión externa			conexión interna		
10 restauraciones metal cerámica	10 restauraciones zircona monolítica	10 restauraciones zircona con cerámica recubrimiento	10 restauraciones metal cerámica	10 restauraciones zircona monolítica	10 restauraciones zircona con cerámica recubrimiento

Tabla 3. Clasificación de las probetas

Cada cara de la probeta es codificada de la siguiente forma. Una de las caras es codificada con el grupo (MC, MO, ZR), otra cara es codificada con el tipo de conexión de implante (PH externa, Z interna) y las otras dos caras se codifican con el número que ocupan dentro de cada grupo junto con la cara (V, L) que representa. (Figs 16-19)



Fig 16



Fig 17



Fig 18



Fig 19

Fig 16. Probeta grupo MC; Fig 17. Probeta grupo PH; Fig 18. Probeta cara vestibular; Fig 19. Probeta cara lingual

5.4.- DOS TIPOS DE CONEXIÓN IMPLANTE-PILAR, DOS TIPOS DE PILARES

Se utilizó para este estudio un tipo de implante de conexión interna (Tapered Screw-Vent; Zimmer Biomet) y un tipo de implante de conexión externa (TSH; Phibo®).

5.4.1.-Implantes

- Implante de hexágono interno (Tapered Screw-Vent; Zimmer Biomet)
(Fig 20)

Los implantes Tapered Screw-Vent® ofrecen una variedad de longitudes y diámetros, la conexión hexagonal interna, un diseño cónico y multirroscas contribuyen a proporcionar una solución fiable y completa.

- La conexión hexagonal interna a fricción ("Friction-fit") propiedad de Zimmer Dental proporciona mayor estabilidad al pilar y crea una "soldadura en frío" virtual* que elimina micro-movimientos.
- El diseño cónico reproduce la geometría natural del diente y mejora la estabilidad inicial permitiendo colocar ese implante en espacios difíciles. lo que aumenta las opciones de colocación y la estabilidad.



Fig.20. Implante hexágono interno Tapered Screw-Vent®

El hexágono interno de 1,5 mm de profundidad distribuye las fuerzas más profundamente dentro de implante, minimizando así las concentraciones de tensiones.

El bisel superior interno facilita el asentamiento correcto del pilar.

La conexión elimina prácticamente los micromovimientos de rotación, inclinación y efectos de vibración oclusal del pilar, que son las causas principales del aflojamiento de los tornillos.

El perfil corto de la conexión interna mejora la estética y permite obtener un perfil de emergencia mejor.

Una vez establecida la conexión a fricción ("friction-fit"), los pilares sólo se pueden soltar del implante con una herramienta de extracción de pilares especial.

Hay disponibles tres plataformas protésicas para implantes *Tapered Screw-Vent*: 3,5 mm, 4,5 mm y 5,7 mm; empleándose para este estudio la plataforma de 3,5 mm por ser la más utilizada.

- **Implante de hexágono externo** (TSH; Phibo®) con las siguientes características generales (Figs 21, 22).

El sistema de implantes TSH® está diseñado para simplificar los procesos clínicos y de laboratorio a través de su conexión estandarizada.

Este concepto de simplificación unido a la investigación y desarrollo de la superficie AVANTBLAST® en combinación con el diseño autorroscante del implante, tienen como objetivos, facilitar la inserción del implante, obtener mayor superficie de contacto, realizar estímulo biomecánico continuo, obtener la máxima estabilidad primaria desde la inserción, reducir la temperatura generada en la inserción del implante y la máxima versatilidad protésica.

El implante TSH® es autoroscante. El diseño de la rosca exterior tiene como principales ventajas: ser mínimamente invasiva y direccional para facilitar la inserción del implante y acortar tiempos quirúrgicos, disminución del incremento de la temperatura del hueso durante la inserción del implante, estímulo biomecánico del tejido óseo y máxima estabilidad del implante tras su inserción.

El diseño de la rosca y zona apical, con el núcleo progresivo del hombro del implante, ofrece como resultado una gran estabilidad primaria del implante necesaria para el éxito del tratamiento.

Este implante dispone de diversos diámetros de hombro con hexágono externo que proporciona la característica de antirrotación de los elementos protéticos fijados al implante mediante la retención del tornillo definitivo de la prótesis.

Hay disponibles cuatro plataformas protésicas: 3.3mm, 3,6mm, 4,2mm, 4,8mm; empleándose para este estudio la plataforma de 4,2mm por ser la más utilizada.



Fig 21

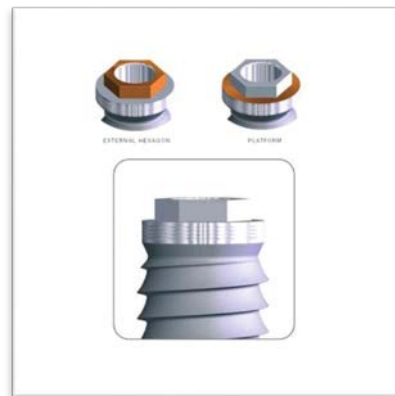


Fig 22

Figs 21, 22. Implante hexágono externo TSH Phibo

5.4.2.- Pilares

Para el presente estudio se emplearon los siguientes pilares:

- **Zimmer® Contour Ceramic Abutment (ZRA):** Pilar pretallado de circonita (100% circonita estabilizada con Itrio), con un anillo de titanio en la zona de contacto. (Fig 23)

La altura del cono del pilar es de 6.25 mm desde la porción vestibular (más baja). Está disponible en 2 alturas en la porción vestibular desde la base del implante: 1 y 2 mm. Perfil de emergencia 1.0 mm más ancho que la plataforma del implante correspondiente.



Fig 23. Pilar de circonita Zimmer

- **Zimmer Dental's Hex-Lock® Contour Abutments:** Pilar pretallado de titanio, para conexión de hexágono interno (Fig 24). Están fabricados con la aleación de titanio *Titanium®* Ti-6Al-4V.

Estos pilares se pueden emplear para restauraciones fijas unitarias o múltiples cementadas. Constan de un tornillo de fijación y una base tallable que consta de una parte superior convergente y un ápice hexagonal con planos que tienen una inclinación de un grado, que permiten una conexión a fricción (“friction-fit”) con el hexágono del implante.



Fig 24. Pilar de titanio Zimmer

- **Pilar de circona Phibo® TSH Syntesis® (Figs 25-28):** Se diseñó un pilar personalizado sobre implante realizado con la técnica CAD-CAM diseñado para utilizarse en la rehabilitación protésica cementada. Los pilares *Syntesis®* permiten la personalización individual en cuanto a la función y la estética. Los pilares *Syntesis®* son diseñados por un laboratorio auditado y validado por Phibo® que en este caso fue el laboratorio de prótesis Fontcar S.C.P (Barcelona). Los datos del diseño son enviados a Phibo® donde se fabrica el pilar personalizado. Los pilares personalizados *Syntesis®* son productos personalizados para cada paciente, por tanto son productos de un solo uso. La reutilización de productos de un sólo uso conlleva un posible deterioro de sus características, que implica el riesgo de infección de los tejidos, fracaso quirúrgico o prostodóntico y/o deterioro de la salud

del paciente. Es necesario efectuar una planificación del tratamiento implantológico, una vez efectuado el diagnóstico clínico, radiológico y mediante modelos de estudio, siempre partiendo del tipo de rehabilitación prostodóntica que necesita el paciente y que asegure el éxito del tratamiento y sus expectativas.

Para este estudio se diseñó un pilar de circona estabilizado con itrio con un hombro de 1,2 mm.



Figs 25, 26, 27, 28. Imágenes del diseño del pilar de circona Phibo



Fig 29. Pilar circona Phibo

- **Pilar titanio fresable antirrotatorio Phibo®** (Fig 30): Los pilares en titanio de Phibo® son la solución ideal en caso de que el clínico prefiera una prótesis cementada, puesto que se trata de un material ligero y biocompatible, que además ofrece una excelente respuesta de los tejidos blandos. Asimismo, la total flexibilidad en el diseño permite obtener el perfil de emergencia anatómico deseado. Disponible en hombro de 2 y 4 mm, para este estudio se seleccionó hombro de 2 mm.



Fig 30. Pilar titanio Phibo

5.5 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

5.5.1 Colocación de los implantes

El primer paso a realizar fue el de la colocación del implante en la probeta. Para asegurarnos de que su localización era la correcta ya en la mecanización de la misma se marcó el punto central.

Una vez hecha esta referencia, en el laboratorio de prótesis del Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid se labró un lecho en la probeta, mediante el brazo para microfresado que posee la máquina pararelizadora (Fig 31), para asegurar la perforación uniforme y así evitar angulaciones de los implantes.

Para la perforación de las probetas se utilizó el sistema de fresado análogo al que se realiza para crear un lecho quirúrgico óseo, específico de cada tipo de implante.

Tras la perforación se colocó cada implante en la probeta con la carraca y torque correspondiente a cada sistema.



Fig 31. Máquina paralelizadora

5.5.2 Colocación de los pilares

Todos los pilares fueron atornillados por el mismo operador de forma manual, sin emplear ninguna maquinaria estandarizada.



Fig 32. Llave dinamométrica Zimmer



Fig 33. Llave dinamométrica Phibo

La fuerza del atornillado fue de 30 Newtons, en el caso de los pilares de la empresa Zimmer, y de 35 Newtons en los pilares de la empresa Phibo, ejercida por una llave dinamométrica calibrada especializada del propio sistema, de modo que este procedimiento es comparable al atornillado en clínica de cualquier pilar en boca. El atornillado se realizó en cada caso respetando las instrucciones del fabricante.

5.6.- CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES

5.6.1.- Coronas Metal cerámica

Se realizaron 20 coronas metal cerámica CAD/CAM en el laboratorio De las Casas (Madrid).

Todas las coronas fueron escaneadas con el scanner Straumman CARES Scan CS2 (Straumann, Basilea, Suiza) (*Fig 34*) con el software Cares Visual 8.0.



Fig 34. Scanner Straumman CARESScan CS2

Todas ellas presentaban una estructura de aleación cromo cobalto denominada coron® (Straumann) de las siguientes características:

Coron® es una aleación dental no preciosa de base cobalto del tipo 4 conforme a ISO 22674 para todas las cerámicas con punto de fusión alto. La aleación de CrCo coron® es utilizada en el procesado mecánico de prótesis dentales como coronas y puentes para la región anterior y posterior.

Las propiedades de material coron® se conservan tras el mecanizado CAM de las piezas en bruto de metal fabricadas industrialmente. El procesado en frío permite eliminar completamente los cambios estructurales en el material que pueden producirse fácilmente durante el colado convencional (p.ej. debido a la incorporación de materiales extraños o a un control incorrecto de la temperatura). De este modo se obtiene una unión excelente entre la estructura y la correspondiente cerámica de revestimiento.

-Composición química: Tabla 4

ELEMENTOS	PORCENTAJE
CO	60.5%
Cr	28%
W	8,5%
Si	1,65%
Elementos adicionales Mn, N, Nb, Fe	< 1%

Tabla 4. Composición química coron®

Para el diseño y preparación de la estructura se establece que el grosor de las paredes de la cofia no debe ser inferior a 0,25 – 0,3 mm. En el presente estudio se seleccionó 0.5 mm y se controló posteriormente con un calibre digital.

Las superficies que vayan a revestirse con cerámica deben procesarse con herramientas de corte de carburo de tungsteno afiladas gruesas y finas.

La superficie debe procesarse siempre en la misma dirección para evitar superposiciones de material.

Para el revestimiento pueden utilizarse todas las cerámicas de unión previstas para el revestimiento de la aleación dental de cromocobalto y adecuadas para un coeficiente de dilatación térmica de $14,4 \times 10^{-6}/K$. Para el revestimiento cerámico no se necesita una cocción de oxidación u horneado de control, al no existir fallos de colado, inclusiones ni poros. Si, aun así, se realiza una cocción de oxidación, se realiza durante 10 minutos a 980 °C con aire (no en vacío).

Posibles cerámicas de revestimiento:

- HeraCeram®8
- VITA VM® 13
- VITA Omega® 9002
- CARME N®7
- CCS 9
- GC® Initial MC 3

Para este estudio se empleó la cerámica feldespática Vita VM13 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania)(Tabla 5) mediante la técnica de capas según las instrucciones del fabricante y llevando a cabo la siguiente secuencia:

- Opaquer. Cocción a 920°C.
- Capas de porcelana dentina e incisal. Cocción a 880°C.
- Glaseado a 880°C.

ELEMENTOS	PORCENTAJE
Feldespato	78-85%
Cuarzo (SiO ₂)	12-22%
Caolín	3-4%

Tabla 5. Composición química cerámica feldespática

VITA VM 13 es una cerámica de feldespato que ha sido diseñada para el recubrimiento de aleaciones con un CET convencional de las aleaciones de cocción clásica (aprox.13,8–15,2µm/mK).(Fig 35)

El valor CET y la temperatura de cocción de VITA VM 13 se han optimizado para su uso con aleaciones con un alto contenido de oro, aleaciones con un contenido reducido de oro, aleaciones con base de paladio y aleaciones sin metales nobles.

La temperatura de cocción (cocción de la dentina a 880 °C) le proporciona una gran seguridad de procesamiento, en especial para aleaciones con un punto de solidificación bajo (<1100 °C).



Fig 35. Cerámica feldespática VM13

Ventajas

- Efecto cromático natural y dinámica lumínica gracias a la estructura fina.
- La mínima tendencia a la contracción reduce la necesidad de repetir cocciones.
- Extraordinaria facilidad de modelado que permite la aplicación rápida y precisa de la cerámica.
- Proceso de trabajo eficiente y económico.
- Personalizable mediante VITA AKZENT Plus y VITA INTERNO.

- Disponible en los colores VITA SYSTEM 3D-Master y VITA classical A1 – D



Fig 36. Corona metal cerámica terminada

5.6.2.- Coronas de zircona con recubrimiento cerámico: LAVA Zirconia.

La confección de las coronas de Lava Zirconia (3M ESPE, Seefeld, Alemania), corrió a cargo del laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A. (Madrid), empleando:

- Ordenador personal compatible.
- Lava™ Scan.
- Lava™ CAD. Software del sistema Lava™.
- Lava™ Form. Fresadora empleada para la realización de la estructura.
- Lava™ Therm. Horno de sinterización.
- Porcelana de recubrimiento: Lava™ Ceram.

El sistema *Lava Zirconia* consta de una porcelana de zircona tetragonal policristalina parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y-TZP) para la confección del núcleo, es la porcelana *Lava™ System Frame*; y una porcelana feldespática para el recubrimiento estético, llamada *Lava™ Ceram*.

La confección de las coronas comenzó con el escaneado de los pilares de circona con el Lava™ Scan (Fig 37) se trata de un escáner óptico sin contacto conectado a un PC con su monitor que contiene el software para el diseño de la estructura, el Lava™ System 3.01 (CAD) para Windows®. La probeta se fijó a la plataforma del explorador y tras el registro automático del muñón, se generó un modelo virtual tridimensional sobre el cual trabajar en el monitor.



Fig 37. Lava™ Scan

Una vez obtenida la imagen tridimensional se procedió al diseño de la restauración con la aplicación “diseño de la estructura” del software Lava™ CAD. El programa estableció la localización del margen de la restauración con la herramienta “definir límite de la preparación”.

El siguiente paso fue la selección del espesor de las cofias. El grosor estándar de las cofias Lava™ Frame es de 0´5 mm, con un refuerzo del borde de 0´35 mm; siendo estos los valores empleados para el presente estudio. A continuación, también de forma automática se generó el espacio de alivio para el cemento (20 μ m) desde la cara oclusal hasta 2 mm coronales al margen de la restauración. En el presente trabajo se realizó una modificación del espacio

de alivio, ampliándolo hasta alcanzar un valor de 50 μm . Del mismo modo se modificó también el punto de inicio del alivio que se situó a 2'3 mm coronal de la línea de terminación.

Completado y archivado el diseño, se seleccionó el bloque de fresado de óxido de circonio presinterizado, asignándole al código de barras del bloque los datos específicos del diseño. Después de transferir los datos se insertó el bloque en la unidad de fresado, Lava™ Form. (Fig 38)

Para compensar la contracción de sinterización que sufre el óxido de circonio, la estructura se fresó con una magnificación del 20 %.



Fig 38. Unidad de fresado Lava

Tras el fresado se separó la estructura del soporte del bloque de óxido de circonio con una turbina sin ejercer presión, procediendo después al repasado de la estructura con un pulidor a baja velocidad para eliminar las ranuras o cantos agudos existentes.

El proceso de tinción de la estructura previo a la sinterización se obvió al ser este un estudio in vitro. Por ello, tras el repasado las estructuras se introdujeron en el horno de sinterizado Lava Furnace 200 (3M ESPE) (Fig 39). Apretando la tecla arranque, comenzó automáticamente el programa de sinterización y el horno se calentó a 1500 °C, después de un secado previo de tres horas y media. El ciclo del horno, incluyendo el tiempo de secado fue de once horas.



Fig.39. Horno de sinterizado Lava™ Therm.

Una vez finalizado el proceso, la estructura alcanzó las dimensiones exactas y la densidad y resistencia finales. Tras el enfriamiento se realizó el repasado de la estructura sinterizada con turbina a alta velocidad, empleando fresas de diamante de grano fino.

Por último, se llevó a cabo la colocación de la cerámica de revestimiento Lava™ Ceram mediante la técnica convencional de capas. Lava™ Ceram se encuentra disponible en dieciséis colores de la guía VITA Classical (VITA Zahnfabrk) (A1, A2, A3, A3'5, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3, C4, D2, D3, D4) y además en tres colores "bleach" (W1, W2, W3). Utilizándose para este estudio el color A2.

La cerámica de revestimiento Lava Ceram (Fig 40) y los bloques de fresado para estructuras Lava Frame, ambos fabricados por o para 3M ESPE, son componentes del sistema Lava, para la fabricación de prótesis dentales de cerámica completa sin metal. Los bloques de fresado para las estructuras y la cerámica de revestimiento han sido desarrollados especialmente una para la otra y no pueden combinarse con otros materiales de cerámica de revestimiento.



Fig 40. Cerámica de revestimiento Lava™ Ceram

En primer lugar, se introdujo la cofia en un baño de ultrasonidos para eliminar cualquier impureza de su superficie. A continuación, se seleccionaron las masas cerámicas acordes al color elegido: modificador de estructura o Liner MO A2; masa de dentina D A2; masa de glaseado G, para iniciar la técnica por capas.

Inicialmente se aplicó el modificador de estructura o liner, que aporta el color base, como una fina película de 0´1-0´2 mm por toda la superficie de revestimiento y se procedió a su cocción a una temperatura de 820 °C en el horno Programat P500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Después, se realizó la reconstrucción de la dentina, aplicándose una primera capa de dentina que se sometió a una cocción de 810 °C. Posteriormente, se aplicó la segunda capa de dentina y el incisal y se realizó la segunda cocción de dentina a 800 °C.

Por último, se utilizó la masa de glaseado realizando la cocción a 790°C. No realizándose cocciones de corrección.

El espesor total de la cerámica de revestimiento fue de 0'5 mm a nivel de las paredes axiales y de 2 mm a nivel de las caras oclusales.

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar las veinte coronas Lava Zirconia requeridas para la realización de esta investigación; siendo llevado a cabo por el mismo operador en todos los casos.



Fig 41. Corona LAVA Zirconia terminada

5.6.3.- Coronas de circona monolítica: LAVA plus

La confección de las coronas de *Lava Plus* (Fig 42) también corrió a cargo del laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A. (Madrid), empleando una sistemática similar al anterior eliminando la fase de la carga de cerámica ya que se fresa la restauración completa.

Es un nuevo y amplio sistema en torno al óxido de circonio altamente translúcido, basado en un procesamiento y tratamiento químico especiales. Su exclusivo sistema de aplicación de tonos hace posibles unas estructuras de circona de alto nivel estético y unas restauraciones monolíticas hechas completamente de circona. Los colores naturales y cálidos que parten del interior de la restauración y los efectos en los tonos para una personalización

sin igual harán que sus restauraciones monolíticas alcancen un nivel superior de belleza.

El proceso de confección es idéntico al de las restauraciones de Lava Zirconia con la excepción de que el diseño se realiza con la morfología final de la restauración, es decir que no se aplica la cerámica de recubrimiento.



Fig 42. Corona LAVA plus terminada

5.7 CEMENTADO DE RESTAURACIONES

Una vez confeccionadas todas las restauraciones, se procedió al cementado de las mismas sobre sus correspondientes pilares. Todas las coronas fueron cementadas por el mismo operador en condiciones ambientales similares (temperatura de 18-24 °C y humedad relativa del 5 -10%).

El agente cementante empleado fue un cemento de resina en su presentación en cápsulas (RelyX® Unicem Aplicap™, 3M-ESPE) (Fig 43), que se mezcló siguiendo las instrucciones del fabricante para conseguir la consistencia ideal.



Fig 43. Cemento de resina RelyX® Unicem Aplicap™, 3M-ESPE

Es un cemento de resina universal autoadhesivo de polimerización dual contenido en una cápsula para la aplicación adhesiva de todas las restauraciones indirectas de cerámica, metal o de resina, incluyendo también a los postes de fibra.

RelyX Unicem es un sistema de polvo/líquido que se ofrece en cápsulas Aplicap y Maxicap. La matriz orgánica de RelyX Unicem está compuesta de meta) acrilatos muti-funcionales de ácido fosfórico. En primer término, esto lleva a un alto grado de polimerización por reticulación. Los resultados se traducen en una alta estabilidad dimensional y mecánica.

Composición química: (tabla 6)

Polvo	Líquido
Polvo de vidrio	Éster fosfórico metacrilato
iniciador	dimetacrilato
sílice	acetato
Pirimidia substituída	estabilizador
Hidróxido de calcio	iniciador
Compuesto peróxido	
pigmento	

Tabla 6. Composición química RelyX[®] Unicem Aplicap[™]

Se comenzó por la activación de la cápsula con el activador (Fig 44), a continuación se introdujo la cápsula en una unidad de mezclado de alta frecuencia rotatorio Rotomix[™] (Fig 45) por 10 segundos, por último se introdujo la cápsula en el aplicador Aplicap (Fig 46) y se aplicó a cada restauración.



Fig 44. Activador Aplicap; Fig 45. Unidad Rotomix[™]; Fig 46. Aplicador Aplicap

El agente cementante se aplicó con un pincel de pelo de marta sobre las paredes axiales de las preparaciones, en todos los casos se empleó una sola pincelada. Una vez aplicado el cemento sobre las paredes axiales, se ubicaba la corona en posición mediante presión que se mantuvo bajo una fuerza constante de 10 N durante diez minutos, para lo cual se utilizó una llave dinamométrica USAG 820/70 (SWK Utensilerie S.R.L, Milán, Italia).

Una vez completada la polimerización, se retiró todo el sobrante de los márgenes con una sonda de exploración. (Figs 47-49)



Fig 47



Fig 48



Fig 49

Figs 47, 48, 49. Coronas cementadas

5.8 ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL CORONA-PILAR.

El estudio de las muestras se realizó en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid.

5.8.1 Metalización

Para su observación mediante microscopía electrónica de barrido (MEB) toda muestra ha de cumplir las siguientes premisas:

- Alta conductividad eléctrica (metalización superficial).
- Superficie lisa y limpia.
- Fijación a un soporte portamuestras (según tamaño y características de la muestra).
- Estabilidad bajo el haz de electrones (posicionamiento en una mordaza).

El primer paso para la preparación de las muestras fue su, metalización (Figs 50, 51), para evitar la distorsión que el haz de electrones del microscopio produce al cargar la superficie de una muestra no conductora.



Fig 50



Fig 51

Figs 50 y 51. Muestras en metalizadora

En el presente trabajo, el metal conductor empleado fue el oro de 24 quilates y 19.32 g/m^3 . El recubrimiento se llevó a cabo mediante un proceso de electrodeposición en cámara de vacío con atmósfera de argón, utilizándose una metalizadora (Q15RS, Quorum Technologies Ltd, Reino Unido).

La metalizadora (Fig 52) consta de una cámara de vacío en cuya base se encuentra un soporte giratorio donde se posiciona la muestra y una tapa donde se encuentra una lámina de oro puro conectada a unos electrodos. El proceso comienza con el vacío de la cámara ($4 \times 10^{-2} \text{ Mbar}$), tras ello se genera una diferencia de potencial de 20 mA que se mantiene durante minutos. A continuación, se realiza el purgado de la cámara hasta retirar el argón (15 segundos). El proceso de cada ciclo de metalización dura aproximadamente siete minutos en total, y se repite por los dos lados (V y L) de cada probeta.



Fig 52. Metalizadora

5.8.2. Obtención de imágenes

Para estudiar la adaptación marginal del complejo corona-pilar se optó por la microscopía electrónica de barrido asistida por ordenador (MEB). Éste método permitió examinar la interfase restauración-probeta de forma sistematizada sin necesidad de seccionar el espécimen.



Fig 53. Microscopio electrónico de barrido JSM-6400 ScanningMicroscope

Se empleó el microscopio electrónico de barrido JSM-6400 Scanning Microscope (JEOL) (Fig. 53). La capacidad de magnificación del equipo oscila entre 15 y 300.000 aumentos, con una resolución de 3,5 nm y un voltaje variable entre 0,5 KV y 40KV.

Las imágenes se obtienen por técnica de espectrometría por dispersión de energía de rayos X. El detector de dispersión de energía empleado para recoger la información fue Link Pentafet (Oxford Instruments, Abingdom, Reino Unido). El microscopio está conectado a un monitor y un ordenador personal Hewlett-Packard que posee el software de captación y digitalización de

imágenes INCA[®] Suite versión 4.04 (Oxford Instruments) que permite, en función del detector empleado, analizar los elementos químicos que componen la muestra, o captar imágenes a través de un segundo detector de electrones secundario. En el presente estudio se procedió a la captación de imágenes.

Dentro de los parámetros disponibles para medir geométricamente la discrepancia marginal, en el presente trabajo se optó por, el desajuste marginal vertical que se define como la discrepancia que hay entre el margen de la restauración (corona) y el ángulo cavosuperficial de la preparación, en este caso, pilar del implante.

Se marcó un punto equidistante en todas las coronas, en la mitad de la cara vestibular y lingual, con un rotulador indeleble (Lumocolor permanent; Staedler Mars, Nuremberg, Alemania) para así asegurar una medición uniforme en todos los especímenes y en los mismos puntos.

Una vez posicionada la probeta en una mordaza portamuestras (Figs 54, 55) con el lado V (vestibular) para su examen e introducida en el MEB (Figs 56, 57), se angulaba el espécimen entre 30° y 35° para que la interfase quedase perpendicularmente posicionada al eje óptico del microscopio y así poder realizar la medición del desajuste marginal vertical. Una vez orientada la muestra en la corona, se enfocaba la imagen para obtener una fotografía de la interfase a 1.000 aumentos.



Fig 54



Fig 55

Figs 54 y 55. Mordaza Porta- muestras

A continuación a través de la herramienta “calipers” que ofrece el software (INCA Suite 4.04; Oxford Instruments) se obtuvo una segunda imagen en la que se introdujo una medida del ajuste marginal en micras. El mismo proceso se repitió para todas las mediciones de la cara vestibular de todas las probetas. De igual manera, este proceso se repitió en el lado lingual de las probetas.



Fig 56

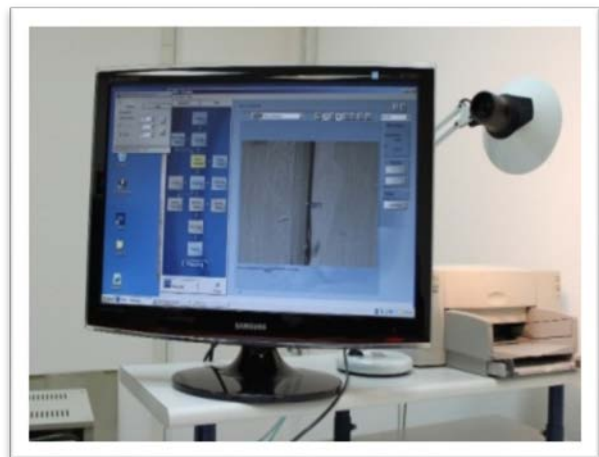
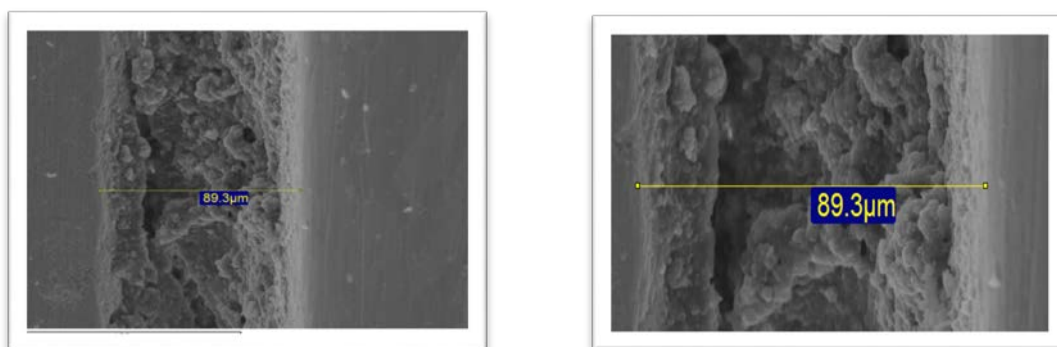


Fig 57

Figs 56 y 57. Microscopio electrónico de barrido

Para poder obtener un mayor número de medidas por imagen, dado que el software INCA ® sólo permite realizar una línea por imagen (Fig 58, 59), las imágenes obtenidas (en formato .TIFF) se editaron mediante el software Paint®, de forma que se trazaron 19 líneas paralelas a la primera medición ya realizada en cada imagen hasta obtener un total de 20 líneas (Fig 60).



Figs 58, 59. Imagen obtenida del software INCA ®

Estas líneas se medían con un escalímetro (Faber Castell, Stein, Alemania) a escala 1:300.y se convertían los datos de la medición a micras empleando una fórmula que ejecutaba la regla de tres correspondiente a cada una de las imágenes usando el dato real en micras del MEB y su valor en milímetros de la aproximación con el escalímetro

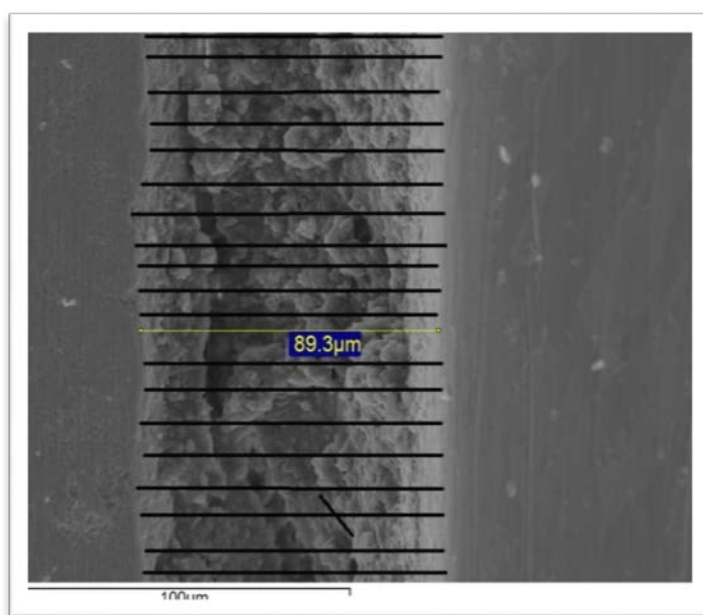


Fig 60. Imagen con líneas paralelas

La secuencia de tratamiento de la imagen con Paint®, la impresión de las fotografías digitales, la medición con el escalímetro y la conversión y archivo de datos en hoja de cálculo de Microsoft® Excel (Microsoft Corp, Redmond, USA) fue realizada por el mismo operador en todos los casos.

5.8.3. Tratamiento de los datos

Para proceder al estudio estadístico de los resultados del presente estudio “in vitro” se asignaron a cada tipo de corona el valor promedio de las mediciones de ajuste por cada una de las dos caras (V y L).

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una hoja de cálculo de Microsoft® Excel 2000 que contenía las mediciones de las 60 probetas analizadas.

5.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico de todas las variables se realizó con el programa informático SPSS 22.0 (SPSS Inc, Chicago, EEUU), en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid.

Se realizaron los siguientes análisis:

- Estadística descriptiva de todas las variables.
- Estadística inferencial.

Para la comprobación del ajuste a la normalidad de las variables se empleó el Test de Shapiro-Wilk. Dado el ajuste a la normalidad de las variables del estudio, los test paramétricos utilizados fueron:

- Test ANOVA para medidas repetidas con un factor intragrupo (V, L) y dos factores intergrupo (zona, conexión).
- Test de Bonferroni de comparaciones múltiples.
- Test de la t de Student pareado para las comparaciones entre las caras V y L.

El nivel de significación se estableció para valores de $P \leq .05$.

6. RESULTADOS

En toda investigación científica, el análisis estadístico de los datos es imprescindible para responder al problema planteado.

Los objetivos del presente estudio fueron analizar el desajuste marginal a nivel vestibular y lingual en coronas de óxido de circonio monolítico, en coronas de óxido de circonio con cerámica de recubrimiento y en coronas metal cerámica comparando a su vez la conexión externa con la interna.

Las variables planteadas en el siguiente estudio fueron las siguientes:

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORIAS
SISTEMA CERÁMICO	INDEPENDIENTE	CUALITATIVA NOMINAL	ZR MO MC
CONEXIÓN	INDEPENDIENTE	CUALITATIVA NOMINAL	EXTERNA INTERNA
DISCREPACIA MARGINAL	DEPENDIENTE	CUANTITATIVA CONTINUA	
CARA	DEPENDIENTE	CUALITATIVA NOMINAL	V L

Tabla 7. Variables planteadas en el estudio

En primer lugar se realizó el análisis descriptivo de los datos.

En segundo lugar, se realizó el estudio estadístico inferencial empleando el test de ANOVA unifactorial; Test de Bonferroni y test de la t de Student pareado.

6.1 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

6.1.1 Discrepancia marginal según el material

A) Independiente del tipo de conexión

La discrepancia marginal según el tipo de material sin tener en cuenta la conexión se representa en la tabla 8.

GRUPO	CARA	N	DM	
			Media	DE
MC	V	20	48,83	28,59
	L	20	42,91	26,74
	V+L	20	45,87	27,66
ZR	V	20	25,12	14,32
	L	20	24,16	16,68
	V+L	20	24,64	15,50
MO	V	20	49,68	28,31
	L	20	46,68	38,65
	V+L	20	48,18	33,48

Tabla 8. Medias (μ m) y desviaciones estándar (DE) del ajuste coronapilar sin tener en cuenta la conexión

Cuando se analizó la discrepancia marginal según el tipo de material y sin tener en cuenta la conexión se observó que todos los valores se encuentran dentro de los límites aceptados clínicamente ($120\mu\text{m}$) (Figs 61-63)



Figs 61-63. Imágenes formato tiff donde se observa la discrepancia existente en el grupo MO, MC y ZR

El grupo ZR obtuvo valores de discrepancia marginal ligeramente inferiores tanto en V como en L al compararlo con el resto de grupos.

Los valores de discrepancia marginal para la cara lingual fueron ligeramente inferiores que para la vestibular en los tres grupos.

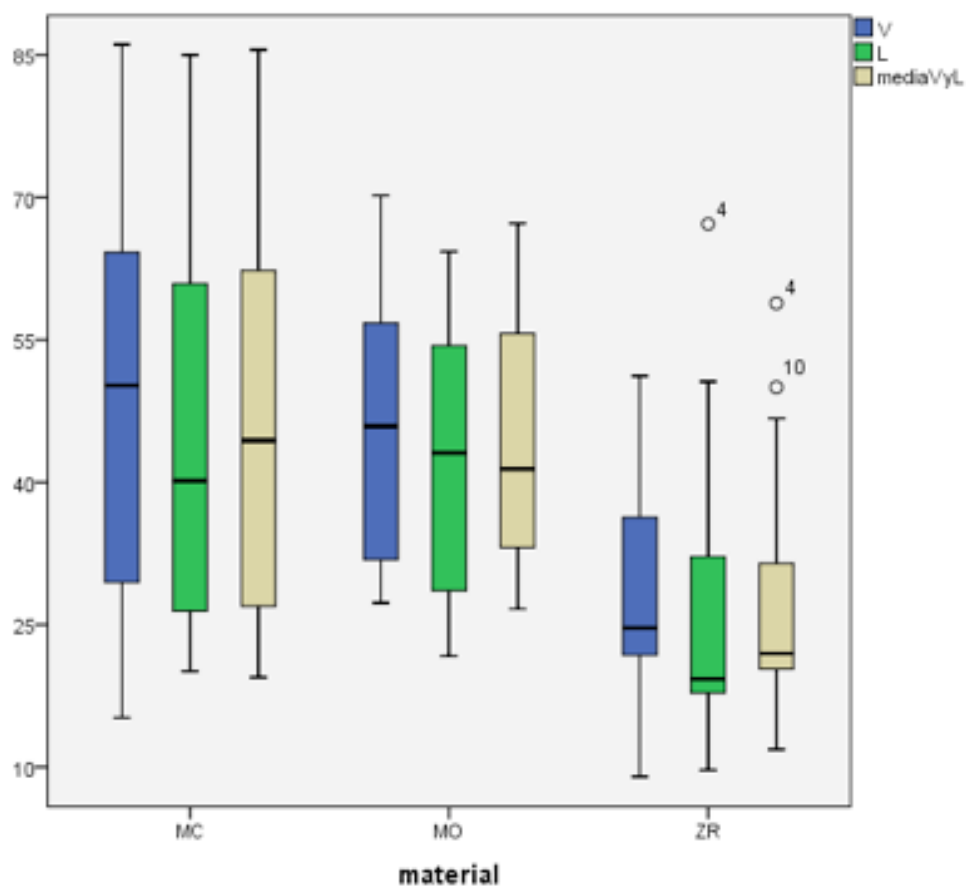


Fig 64. Box Plot de las discrepancias marginales en cada grupo sin tener en cuenta la conexión.

B) Discrepancia marginal según el tipo de conexión

En el grupo ZR, en conexión externa se pudo observar una discrepancia menor al resto de grupos (26.09 μm), estando todos los valores dentro de los clínicamente aceptables (Tabla 9).

Las discrepancias para la cara V fueron ligeramente superiores que para la cara L en los grupos con excepción del grupo MO.

CONEXIÓN EXTERNA				
GRUPO	CARA	N	DM	DE
			Media	DE
MC	V	10	49,93	26,05
	L	10	42,68	27,96
	V+L	10	46,30	27
MO	V	10	44,83	37,66
	L	10	47,28	53,90
	V+L	10	46,05	45,78
ZR	V	10	26,69	14,57
	L	10	25,49	17,27
	V+L	10	26,09	15,92

Tabla 9. Medias (μm) y desviaciones estándar (DE) del ajuste coronapilar con conexión externa

CONEXIÓN INTERNA				
GRUPO	CARA	N	DM	DE
			Media	DE
MC	V	10	47,73	32,32
	L	10	43,14	26,97
	V+L	10	45,43	29,64
MO	V	10	54,53	14,91
	L	10	46,08	15,73
	V+L	10	50,30	15,32
ZR	V	10	23,56	14,67
	L	10	22,83	16,89
	V+L	10	23,19	15,78

Tabla 10. Medias (μm) y desviaciones estándar (DE) del ajuste corona-pilar con conexión interna

En el grupo ZR, en conexión interna también resultó una discrepancia menor al resto de grupos (23.19 μm), estando todos los valores dentro de los clínicamente aceptables (Tabla 10).

Las discrepancias para la cara V fueron ligeramente superiores que para la cara L en todos los grupos.

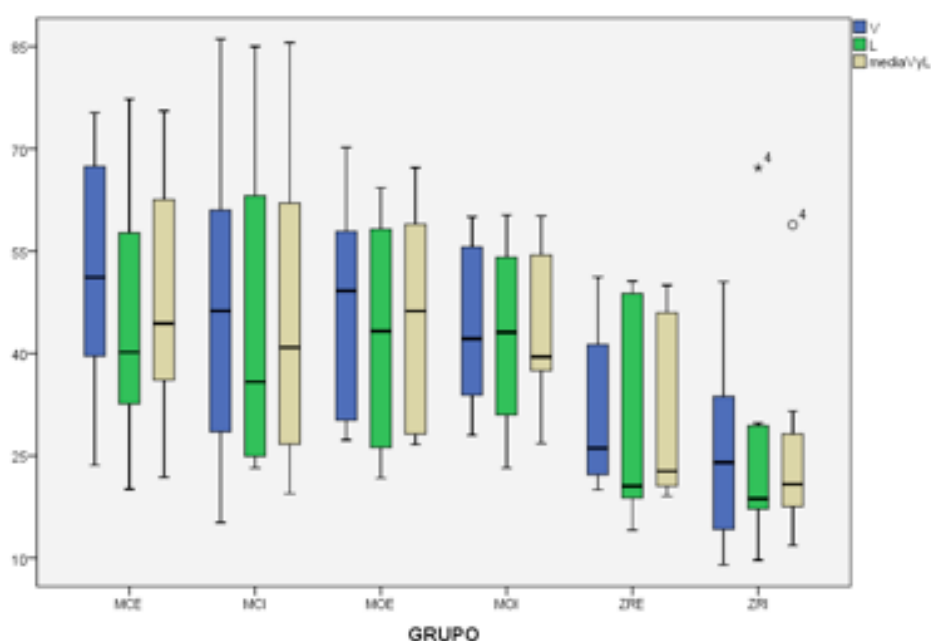


Fig 65. Box Plots del sellado marginal en cada grupo y conexión

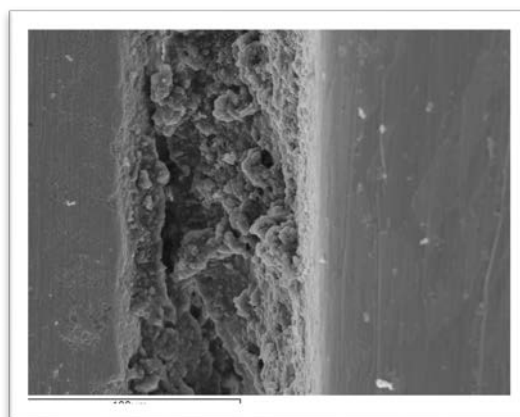
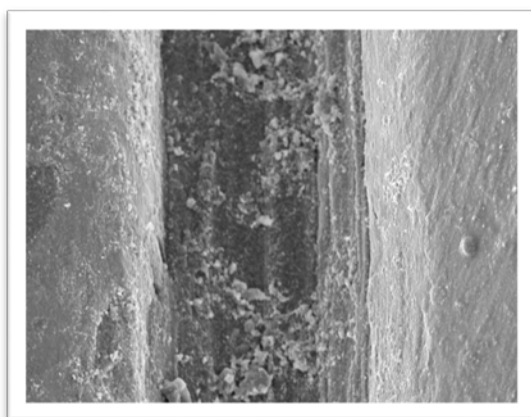
6.1.2 Discrepancia marginal según el tipo de conexión

A) Independientemente del material

Al analizar las discrepancias marginales totales entre la conexión externa e interna sin tener en cuenta el material, se observó que los resultados eran muy similares en ambos tipos de conexión tanto para la cara V como L y para la media de V y L. Se observó también que en todos los casos los valores se encontraban dentro de los límites clínicamente aceptables (Tabla 11 y Figs 66-68).

CONEXIÓN	CARA	N	DM	
			Media	DE
INTERNA	V	30	41,94	25,35
	L	30	37,35	22,39
	V+L	30	39,64	23,87
EXTERNA	V	30	40,48	28,62
	L	30	38,48	36,44
	V+L	30	39,48	32,53

Tabla 11: Medias (μm) y desviaciones estándar (DE) del ajuste corona-pilar sin tener en cuenta el grupo



Figs 66, 67. Imagen formato tiff donde se observa la discrepancia existente en la conexión externa e interna

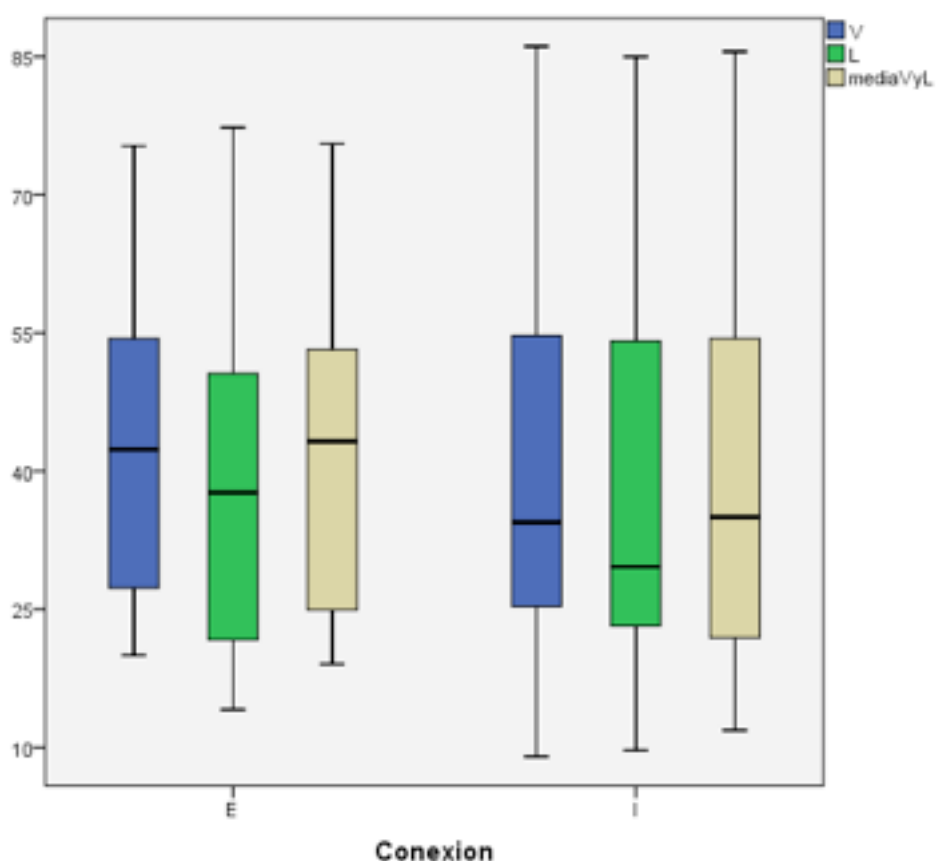


Fig 68. Box Plots del sellado marginal en la conexión externa e interna independientemente del material

B) Discrepancia según el material

Cuando se analizaron las discrepancias marginales entre ambas conexiones en cada grupo, para el grupo MC y ZR, las discrepancias marginales fueron ligeramente inferiores para la conexión interna. Sin embargo para el grupo MO, las discrepancias fueron ligeramente inferiores en la conexión externa (Tabla 12).

Así mismo las discrepancias de las caras V y L entre ambos tipos de conexión fueron muy similares en cada uno de los grupos.

GRUPO	CARA	N	CONEXIÓN EXT		CONEXIÓN INT	
			Media	DE	Media	DE
MC	V	10	49,93	26,05	47,73	32,32
	L	10	42,68	27,96	43,14	26,97
	V+L	10	46,30	27	45,43	31,14
ZR	V	10	26,69	14,57	23,56	14,67
	L	10	25,49	17,27	22,83	16,89
	V+L	10	26,09	15,92	23,19	15,78
MO	V	10	44,83	37,66	54,53	14,91
	L	10	47,28	53,90	46,08	15,73
	V+L	10	46,05	45,78	50,30	15,32

Tabla 12: Medias (μm) y desviaciones estándar (DE) del ajuste corona-pilar de cada grupo según la conexión

6.2 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

6.2.1 Discrepancia marginal según el material

A) Independiente del tipo de conexión

Las discrepancias marginales promedio de los tres grupos sin tener en cuenta el tipo de conexión quedan reflejadas en las Figs 69 y 70

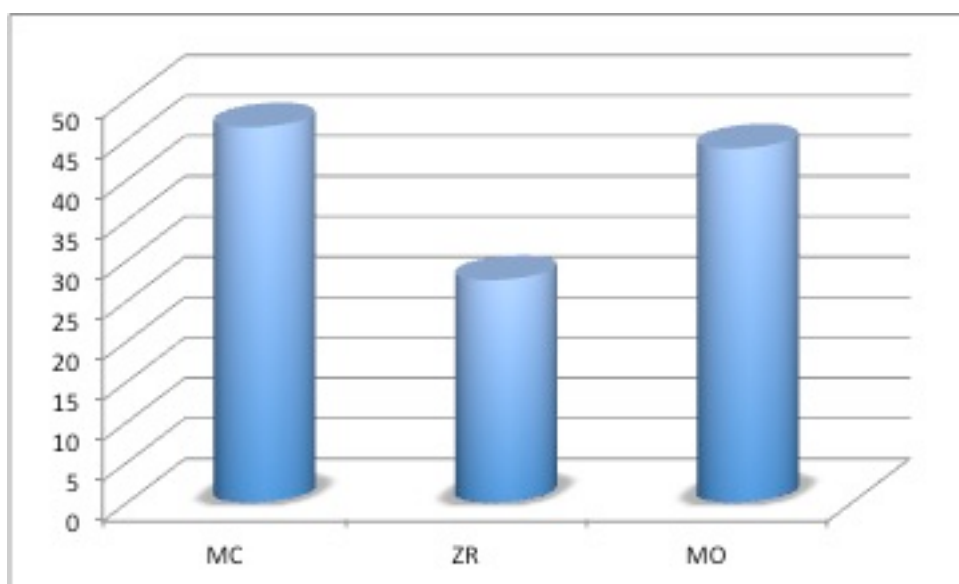


Fig 69. Discrepancia marginal en cada grupo independientemente de la conexión.

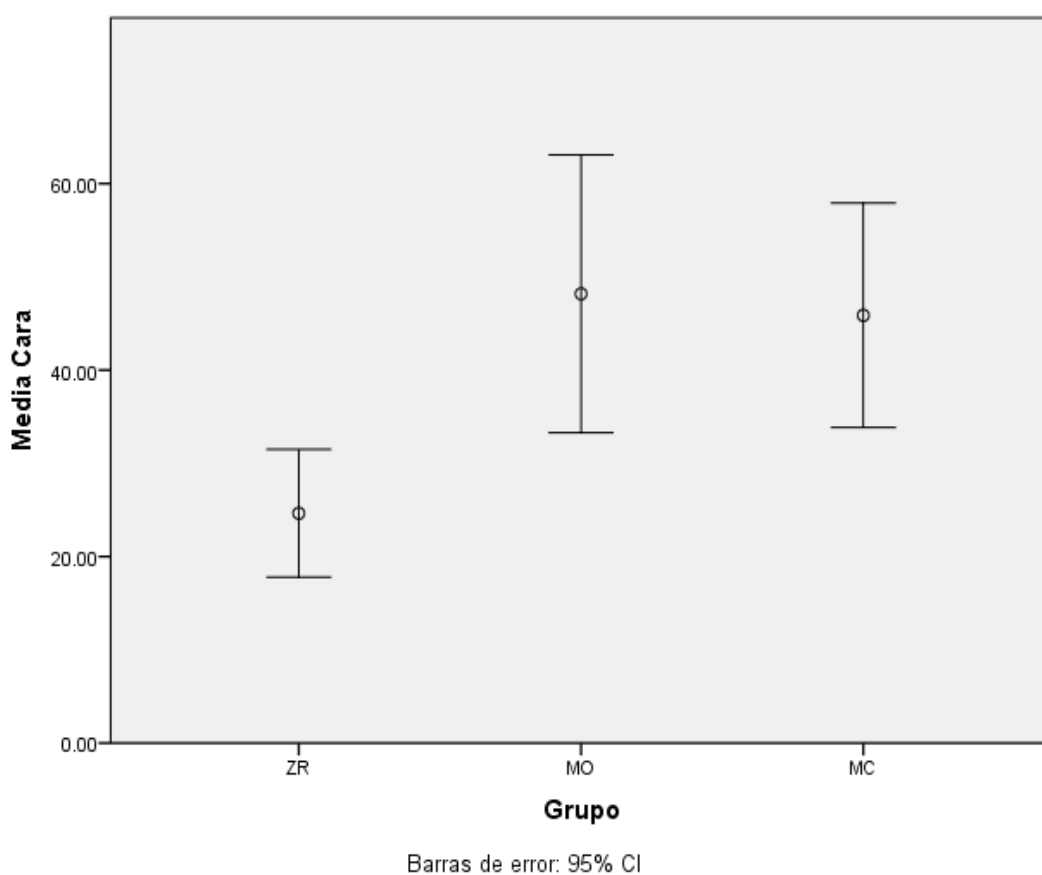


Fig 70. Desajuste marginal (μm) por grupos.

Respecto al material empleado de cada grupo, en el ANOVA se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas analizados ($p=0,009$).

El test de comparaciones múltiples de Bonferroni estableció diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ZR y MO ($p=0,016$); ZR y MC ($p=0,035$). Es decir, entre el grupo de óxido de circonio con cerámica de recubrimiento y el resto de los grupos estudiados.

Respecto a las discrepancias entre V y L entre cada grupo el t test pareado demostró diferencias significativas para MC ($p= 0,025$).

B) Según el tipo de conexión

Los valores de discrepancia marginal de cada grupo según el tipo de conexión se reflejan en la Fig 71.

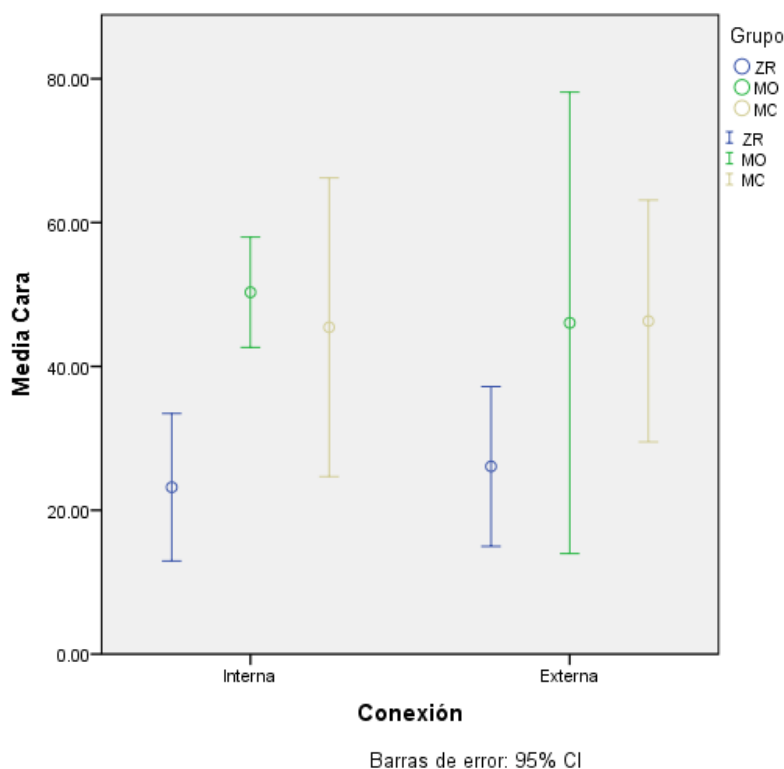


Fig 71. Discrepancias marginales por grupos y conexión.

El ANOVA no encontró diferencias estadísticamente significativas entre los grupos para la conexión externa.

Sin embargo, si existieron diferencias entre los grupos para la conexión interna ($p=0.02$).

El test de comparaciones múltiples de Bonferroni encontró que las diferencias se encontraban entre el grupo ZR y MO ($p=0,016$) y ZR y MC ($p=0.035$).

Al analizar las diferencias entre V y L en cada grupo en la conexión externa, el t test pareado demostró diferencias significativas para MC ($p=0.007$).

No existieron diferencias significativas entre V y L para ninguno de los grupos en la conexión interna.

6.2.2 Discrepancia marginal según el tipo de conexión

A) Independiente del material

Los valores de discrepancia marginal correspondientes a las conexiones externa e interna sin tener en cuenta el grupo, quedan reflejadas en la Fig 72.

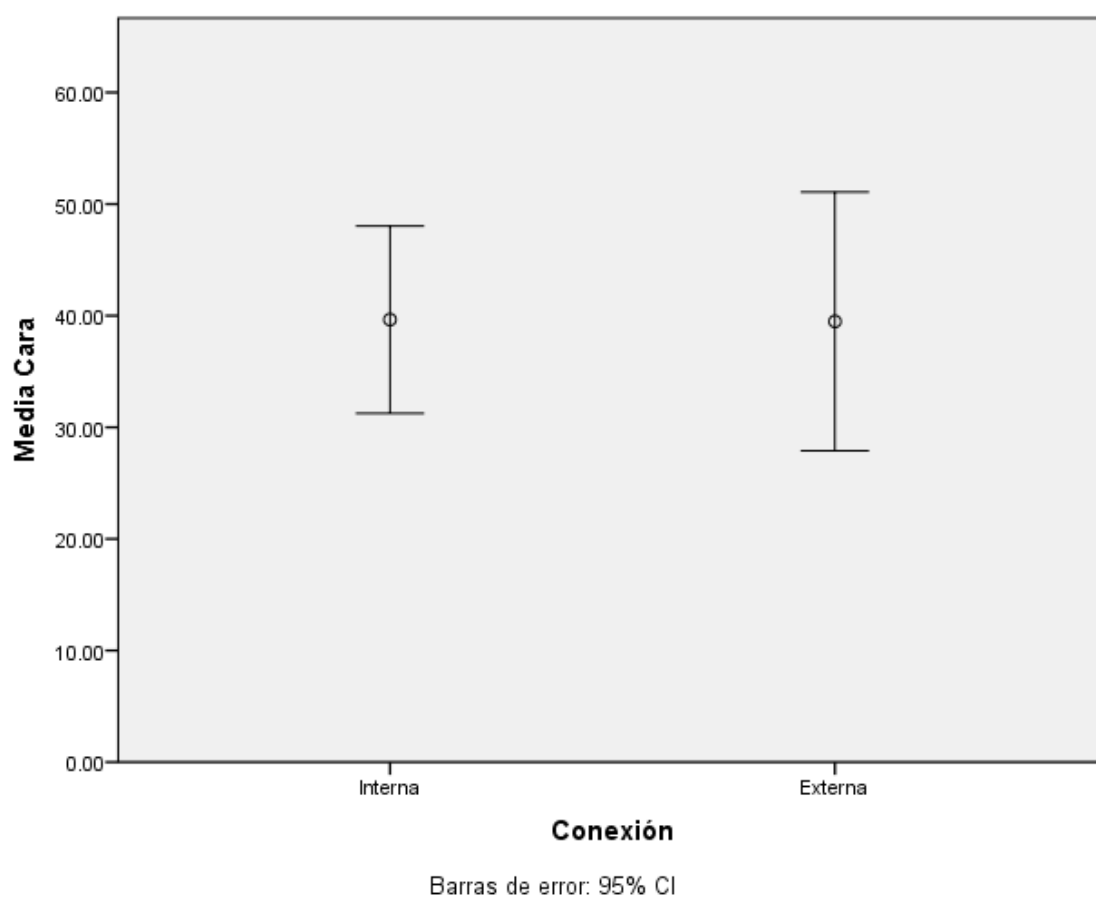


Fig 72. Discrepancia marginal (μm) entre la conexión externa e interna

No se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre la conexión externa e interna ($p=0,980$)

Al analizar las diferencias entre V y L en cada tipo de conexión sin tener en cuenta el grupo, el t test pareado demostró diferencias significativas en la conexión externa ($p=0.005$).

B) Discrepancia según el material

Los valores de discrepancia marginal correspondientes a las conexiones externa e interna en cada grupo, quedan reflejadas en la Fig 73.

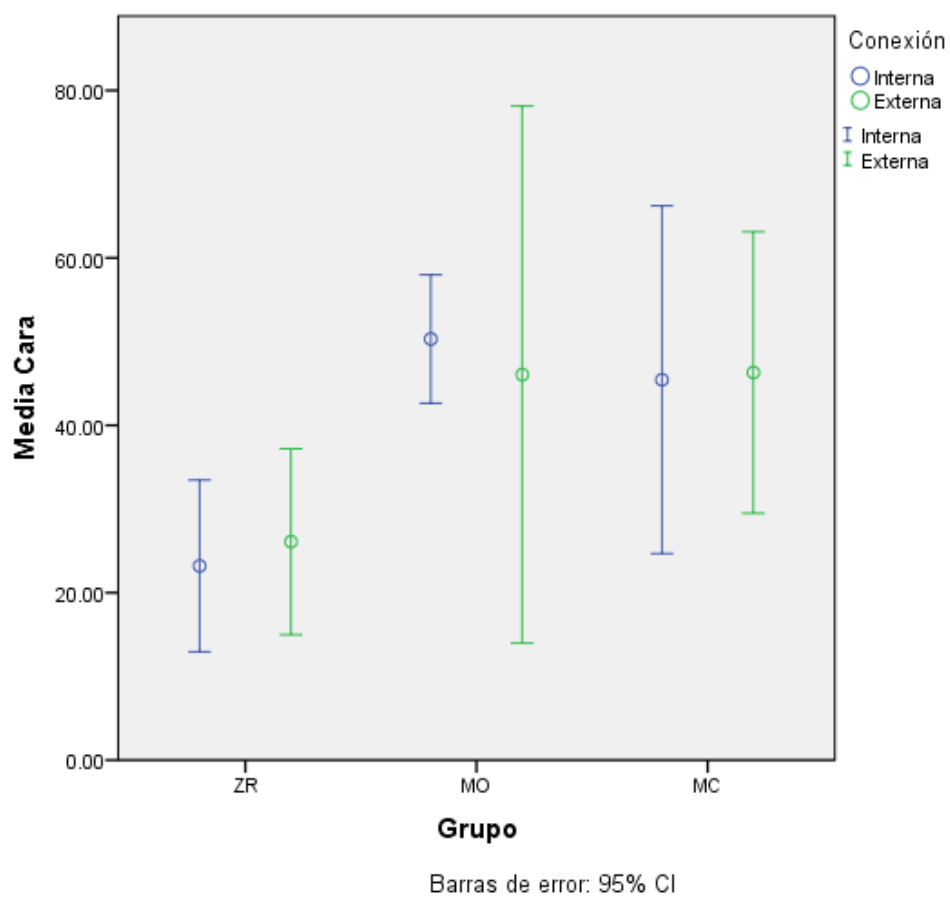


Fig 73. Discrepancia marginal (μm) entre la conexión externa e interna dentro de cada grupo

Al comparar la discrepancia marginal entre la conexión externa e interna dentro de cada grupo tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p= 0.980$)

Por lo tanto, podemos resumir el análisis estadístico de la siguiente forma:

- No existe ninguna interacción significativa al 95% entre los 3 factores de estudio (grupo, conexión y cara), ni en la interacción de los 3 conjuntamente (Greenhouse- Geisser $p= 0,491$), ni en la interacción de los factores 2 a 2 (cara-grupo, G-G $p= 0,715$; cara-conexión G-G $p= 0,602$ y grupo-conexión $p= 0,903$)
- No existen diferencias significativas al 95% (G-G $p= 0,188$) entre V ($41,21 \mu m$) y L ($37,92 \mu m$)
- No existen diferencias significativas al 95% ($p= 0,980$) entre conexión interna ($39,65 \mu m$) y externa ($39,48 \mu m$)
- Existen diferencias significativas al 95% ($p= 0,009$) entre grupos. ZR ($24,64 \mu m$) tiene una discrepancia marginal menor que MO ($48,18 \mu m$) y MC ($45,87 \mu m$)

7. DISCUSIÓN

En las últimas décadas existe un creciente interés en la utilización de restauraciones completamente cerámicas, siendo la cerámica un material biocompatible y el más estético del que dispone en Odontología.

La demanda de los pacientes no se limita sólo a cuestiones de salud dental, sino que además tiene como objetivo una mejora de la estética¹⁰⁷. La estética es un concepto subjetivo y cultural, que está sometido a cambios en función de las circunstancias socioculturales del momento y del entorno.

La introducción de las cerámicas de óxido de circonio parcialmente estabilizado, y procesadas mediante tecnología CAD/CAM, ha suscitado un enorme interés en la última década. Gracias a sus excelentes propiedades físicas y mecánicas, el óxido de circonio se ha convertido en la alternativa restauradora de la alúmina, que hasta ese momento era la cerámica de más difusión y utilización en las restauraciones libres de metal.

Además, las excelentes propiedades físicas del óxido de circonio han convertido a estos sistemas en los candidatos idóneos para sustituir en el futuro a las coronas y puentes ceramometálicos en su empleo cotidiano.

No obstante, para que estas expectativas se cumplan es necesario demostrar previamente que estas prótesis satisfacen unos requisitos mínimos de biocompatibilidad, de resistencia a la fractura, de adaptación marginal, de estética y de supervivencia clínica.

7.1 AJUSTE MARGINAL

Debemos recordar que junto a la estética y la resistencia a la fractura, el ajuste marginal es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones fijas¹⁰⁸ Estudiando la literatura publicada en los últimos años se ha podido observar que en la actualidad existen muy pocos trabajos que evalúen el ajuste marginal de las restauraciones cerámicas de alto contenido en zircona sobre implantes y las cualidades mecánicas de estos nuevos sistemas cerámicos producidos mediante tecnología CAD/CAM, y son aún más escasos cuando se evalúan distintos tipos de procesamiento del óxido de circonio.

7.1.1 Ajuste marginal según sistema cerámico

Al revisar la literatura se observa que no existe un criterio unánime sobre el ajuste marginal óptimo de las restauraciones. Existe un amplio intervalo de valores empíricos comprendido 5 y 200 μm , hecho que pone de manifiesto la ausencia de un límite objetivo basado en la evidencia científica.^{8, 75, 79, 109} Pero además la propia definición de ajuste varía ampliamente entre los investigadores y muchos estudios llegan a una conclusión basados en su propia definición.

Actualmente no existe un consenso sobre el tamaño de la interfase aceptable desde el punto de vista clínico. La mayoría de los autores coinciden en que un ajuste marginal entre 100-120 μm parece ser el rango para ser considerado clínicamente aceptable de cara a la longevidad de las restauraciones. Este rango está basado en el estudio de **Mc Lean y Von Fraunhofer** que encontraron que discrepancias por debajo de los 80 μm eran difíciles de detectar clínicamente. Estos mismos autores en su amplio estudio sobre mil restauraciones, durante cinco años, concluyeron que 120 μm , representaba la apertura marginal máxima clínicamente aceptable^{75, 91, 110, 111}

Debido a que no existen hasta el momento estudios tan amplios como el de estos autores, es por lo que este valor es unánimemente aceptado por la mayoría de los autores, aunque la tendencia últimamente por parte de algunos autores es hacia valores de discrepancias marginales inferiores a los 100 μm .

En la evaluación de los diferentes estudios ^{71, 74} sobre la discrepancia marginal hay que tener en cuenta diversos factores que influyen en la adaptación de las restauraciones, como son:

- Tipo de estudio.
- Tamaño muestral.
- Línea de terminación.
- Momento de medición: antes o después del cementado de las restauraciones.
- Agente cementante y técnica de cementado.
- Almacenamiento y tratamiento después del cementado.
- Técnica empleada en la medición (microscopía, microfiltración, perfilometría, etc.).
- Localización de las mediciones.

También se ha podido observar que no están estandarizados los métodos empleados en el análisis marginal de las restauraciones. Las diferencias en los protocolos hacen que los resultados que se obtienen y las conclusiones que se derivan de ellos, muchas veces no sean extrapolables ni comparables entre sí.^{75, 79, 108, 109, 110}

El ajuste de una restauración puede analizarse tanto *in vitro* como *in vivo*. Las investigaciones *in vitro*, como es el caso de este estudio, siempre aportan más información sobre un nuevo material o técnica porque, al estar más controladas, excluyen sesgos de confusión y, por lo tanto, permiten establecer

inferencias causales más directas. Sin embargo, estos trabajos siempre deben ser confirmados a posteriori con estudios clínicos.¹¹²

Para analizar *in vitro* el sellado marginal de una prótesis fija se han descrito varias técnicas: microfiltración, microscopía, perfilometría,¹¹³ crear una réplica de la interfase¹¹⁴ etc.

El presente estudio se ha planteado *in vitro* con el fin de obtener unos resultados objetivables, estandarizados y reproducibles.

Se emplearon para este estudio 60 implantes, 30 “Zimmer Biomet®” de conexión externa y 30 TSH; Phibo® de conexión interna, a los que se atornillaron, por un lado, 20 pilares de zirconio a 25 N, a continuación se cementaron 10 restauraciones de óxido de circonio parcialmente estabilizado y 10 restauraciones de óxido de circonio monolítico, por otro lado, se atornillaron 10 pilares de titanio a 25N a los que se cementaron 10 restauraciones metal cerámica.

Hoy en día, es conocido que el parámetro técnico que más influye en el cementado de una restauración es el espacio de alivio creado para el agente cementante. En las técnicas convencionales de confección, para conseguir este espacio se aplican varias capas de una pintura de espesor conocido sobre la superficie del muñón.

Sin embargo, con la introducción de los sistemas CAD/CAM, ello ha sido sustituido por un espaciado virtual mediante un software. En estos programas informáticos el valor viene determinado automáticamente, o bien se puede introducir de forma manual.

De hecho en un artículo publicado en 2013¹¹⁵ donde se analizó la discrepancia marginal antes y después de la cementación adhesiva en restauraciones

cerámicas se observó una mayor discrepancia marginal posterior al cementado.

Además, en un estudio in vitro del 2016¹¹⁶ se evaluó el efecto del espacio para el agente cementante concluyendo un efecto significativo disminuyendo la discrepancia marginal en la medida que disminuye el espacio para el cemento. Además se concluyó que todos los valores establecidos en el software CAD de las restauraciones monolíticas se encontraban dentro de los clínicamente aceptables.

En el presente estudio, se eligió un alivio de 50 μm en todos los casos, basado en estudios previos.^{117, 118, 119} Al disminuir la presión hidráulica generada durante este proceso, este espacio permitía un flujo más adecuado del material, y por consiguiente, un mejor asentamiento de la prótesis.

Así, son muchos los factores que influyen en el ajuste marginal de las restauraciones una vez que éstas han sido cementadas. Por ello, será preciso conocerlos y tratar de minimizar los efectos adversos que se pueden introducir durante esta fase clínica.

A la hora de comparar los resultados del presente estudio con los de otros autores, se ha visto que en general se obtienen valores de desajuste clínicamente aceptables para los grupos comparados, siendo mejores los obtenidos en las restauraciones a base de núcleos de óxido de circonio con respecto a las restauraciones de óxido de circonio monolítico y metal-cerámica.

Según los resultados obtenidos, se rechaza la primera hipótesis nula: El ajuste de coronas de cerámicas a base de óxido de circonio no diferirá del obtenido con coronas ceramometálicas.

Los resultados obtenidos en el presente estudio demostraron que todos los sistemas cerámicos evaluados eran capaces de confeccionar restauraciones con un adecuado ajuste, dentro del límite aceptado clínicamente de 120 μm .

Las restauraciones monolíticas de óxido de circonio ofrecen numerosas ventajas como la eliminación del chipping, escaso desgaste de las herramientas, ahorro de tiempo, resultados estéticos sin recubrimiento y el proceso de sinterización optimizado.¹²⁰

Aún así, existen pocos estudios que evalúen el ajuste marginal de las restauraciones cerámicas de óxido de circonio monolítico y menos aún en restauraciones sobre implantes.

En una revisión sistemática publicada en el 2013¹²¹ sobre el ajuste marginal de los sistemas cerámicos y los factores que pueden influir en dicho ajuste, se concluyó que el 94% de todas las medidas de ajuste marginal se encontraban dentro de los valores clínicamente aceptables, además se encontraron cuatro parámetros que influyen en la adaptación marginal: configuración de la línea de terminación, valor del espacio de cementación predefinido, proceso de recubrimiento y cementación.

En otro estudio del año 2015¹¹⁸ donde se comparaba el ajuste marginal de restauraciones de óxido de circonio con restauraciones metal cerámica se obtuvieron valores de discrepancia marginal inferiores en el grupo de las restauraciones de óxido de circonio.

Con respecto a los estudios realizados sobre puentes cerámicos de óxido de circonio, cabe citar el realizado por Tinschert y cols ¹²² en el que se evaluó la adaptación marginal de los puentes *In Ceram® Zirconia* y *DC Zirkon®* mecanizados con DCS. El desajuste marginal medio de las estructuras de alúmina-zirconia fue de 60,5 μm y el de los núcleos circoniosos de 66 μm , valores similares también a los obtenidos en el presente estudio (62,08 μm). Estos resultados que concuerdan también con los de otros estudios realizados, ¹²³ en los que igualmente los valores de discrepancia marginal se hallaron dentro de los límites aceptados clínicamente.

Se observa pues, una gran variedad y disparidad entre los diferentes autores y estudios. Sería por tanto interesante el poder cuantificar la discrepancia marginal de una forma más estandarizada, y poder obtener así unos resultados objetivables, reproducibles y extrapolables.

En este estudio se realizaron las mediciones de la discrepancia marginal, siguiendo los criterios de Holmes y cols.⁷¹.

Además es necesario realizar varias mediciones a lo largo del margen para obtener unos resultados relevantes, pues es difícil recoger toda la información de la zona del desajuste en un solo dato, como prueban los estudios de Groten y cols ⁹⁸ acerca del número de mediciones mínimas para obtener resultados relevantes.

Por en ello en el presente estudio, se realizaron 20 mediciones en la cara vestibular y 20 mediciones en la cara lingual mediante MEB. Las mediciones fueron realizadas siempre por el mismo operador.

Además, hay que tener en cuenta que la comparación de resultados entre los distintos estudios se ve dificultada por los diferentes métodos empleados para realizar las mediciones^{3, 10, 26}. La falta de estandarización del método de medición hace que en la literatura existan numerosos estudios que analicen el ajuste marginal con distintos métodos.

Además, se comparó en este trabajo de investigación, las discrepancias marginales entre las restauraciones de zircona con recubrimiento cerámico y restauraciones de zircona monolítica, encontrándose valores más bajos de discrepancia en las primeras.

Estos resultados coinciden con estudios previos^{115, 123} en que se compararon diferentes materiales de estructura y diferentes técnicas de fabricación, donde el sistema LAVA obtuvo los mejores resultados. En este estudio se concluyó que el ajuste marginal no sólo depende del sistema de fabricación, sino también del tipo de material, sinterizado parcial o total...^{118, 119}

Existe cierta controversia respecto a si la adición posterior de cerámica de recubrimiento puede incrementar la discrepancia marginal. Mientras algunas investigaciones demuestran que puede ser así^{95, 124}, en varias investigaciones se ha comprobado que la cocción de la porcelana de recubrimiento no incrementa la interfase de los núcleos cerámicos ya que estos materiales, al tener unas características físico-químicas similares, son más compatibles entre sí.

De esta premisa se deduce que las diferencias existentes entre los ajustes marginales de las restauraciones cerámicas radican en los procesos de confección de sus estructuras internas.^{125, 126, 127}

Sin embargo, el estudio de Vigolo y Fonzi¹²⁸ publicado en 2008 afirma que tanto los ciclos de cocción de la porcelana como los ciclos de glaseado no afectan al ajuste marginal de las restauraciones de óxido de circonio confeccionadas mediante tecnología CAD/CAM

Aún así, consideramos que todavía son pocas investigaciones que hayan investigado los efectos de la adición posterior de cerámica de recubrimiento en restauraciones de zircona.

En nuestro estudio se llevó a cabo la medición de las coronas cementadas con un cemento autoadhesivo de resina. A pesar de que el cemento es uno de los factores que puede influir en el ajuste, se optó por cementarlas, ya que de esta manera se simula realmente la realidad clínica. En la literatura, podemos observar estudios que realizan, al igual que éste, la medición del ajuste marginal en coronas totalmente cerámicas con cemento¹²⁹ y otros estudios que llevan a cabo las mediciones sin cemento.^{11, 112, 130}

Cabe destacar un estudio que comparaban el ajuste marginal de diferentes sistemas cerámicos encontraron valores más bajos de desajuste en las restauraciones cementadas con cemento de resina que con cemento de vidrio ionómero.¹³¹

En el presente estudio se empleó el microscopio electrónico de barrido (MEB) como instrumento para la medición del desajuste marginal de las restauraciones, por considerar que es una técnica conservadora y con un buen poder de magnificación que permite analizar con precisión la discrepancia y explorar repetidamente el perímetro de la restauración.

Pero el MEB tiene limitaciones como es el requerir una preparación previa al examen de las muestras, así como que la exactitud de las medidas depende el ángulo de observación.

Hamaguchi & cols.¹³² determinaron que puede asumirse un 10% de errores en la utilización del MEB, siendo ello achacable al ángulo de la superficie de las lentes, el rango del foco empleado o la distancia de trabajo y de la magnificación, así como a la impresión en blanco y negro de las mediciones. Por ello en el presente trabajo basado en estudios previos,^{117, 118, 119., 133} todas las mediciones se realizaron con una angulación de las muestras entre 30-35° de tal forma que la interfase quedase posicionada perpendicularmente al eje óptico del microscopio.

Existen además otros instrumentos de medición, tal y como se mencionó con anterioridad. Sin embargo, se necesitan más estudios sobre los métodos de medición en los sistemas CAD/CAM, lo cual es comprensible dada su relativamente reciente introducción en el ámbito de la Odontología.

Groten y cols.⁹⁸ evaluaron la discrepancia marginal vertical (según los criterios de Holmes y cols.) de coronas In-Ceram® Alumina, confeccionadas con el sistema Celay®, mediante microscopía óptica y microscopía electrónica de barrido, con unos valores de discrepancia marginal media de 18.3 µm y 23.0 µm respectivamente. No encontrando diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos. Los autores no obstante consideran que el MEB proporciona una observación más realista que el análisis con microscopía óptica.

Sin embargo, en un estudio realizado por Gonzalo y cols.¹⁰⁶ se analizó la influencia del método de medición (analizador de imagen frente al microscopio

electrónico de barrido) en el sellado marginal de puentes posteriores de tres unidades confeccionados con tres sistemas cerámicos de óxido de circonio

(*Lava® All Ceramic System*, *In-Ceram® 2000 YZ* y *Procera® Bridge Zirconia*), encontrando diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos de medición del ajuste.

El empleo del microscopio óptico parece constituir también una forma idónea para la observación del sellado marginal de este tipo de restauraciones.^{98, 123, 124, 134} No obstante, han sido utilizados alternativamente microscopios digitales^{77, 85, 93, 117} y estereomicroscopios.¹⁰²

A pesar de los diferentes estudios, aún hay aspectos no clarificados, por lo que se precisan más estudios en los que se comparen la fidelidad de los diferentes instrumentos de medición para las restauraciones totalmente cerámicas.

La presente investigación, así como los diferentes estudios mencionados hacen referencia a estudios in vitro, sin embargo, es de vital importancia revisar los estudios de supervivencia clínica a largo plazo para así poder establecer si lo que se obtiene en el laboratorio es extrapolable a lo que ocurre en la cavidad oral, sin embargo hasta la fecha existen muy pocos estudios clínicos con un seguimiento superior a los cinco años en restauraciones de óxido de circonio.^{94, 102, 104}

Otro posible factor que podría influir en el ajuste marginal sería el grupo dentario (anterior, premolar o molar) que se selecciona como diente pilar. En este estudio se optó por seleccionar un premolar.

Numerosos estudios en la literatura también han optado por utilizar como modelo un diente del sector posterior^{111, 135, 136, 121} sin embargo, otros estudios se han decantado por el sector anterior^{137, 131, 139 139}. Existe controversia en la

literatura, algunos autores no encuentran diferencias entre sectores^{139, 114}, sin embargo, otros autores sí que encuentran diferencias entre el tipo de diente pilar y el ajuste.¹³⁹

7.1.2 Ajuste marginal según cara vestibular y lingual

Son muy pocos los estudios en que se analicen las discrepancias marginales según las caras de las restauraciones.

Al analizar la discrepancia marginal entre ambas caras se observó que no existieron diferencias significativas entre las mediciones realizadas en las caras vestibular y lingual para las restauraciones cerámicas, pero si existieron diferencias para el grupo metal-cerámica, por lo que la segunda hipótesis nula debe ser parcialmente aceptada.

Estos resultados coinciden con los hallados por Suarez y cols para coronas cerámicas¹⁰⁴ y con los obtenidos por otros autores en estudios in vitro previos^{110, 123, 124} realizados con el sistema *NobelProcera Alumina* y *Lava*.

Así mismo, Gonzalo y cols en 2008¹⁴¹ en su estudio sobre puentes de circonita tampoco encontraron diferencias significativas entre las caras.

Sin embargo, en un estudio publicado en el 2017¹⁴² en que evaluó el ajuste marginal entre coronas de circonita monolítica, disilicato de litio monolítico y metal-cerámica convencionales, comparando a su vez las caras vestibular y lingual, sí encontraron diferencias significativas entre ambas.

Otros estudios con el sistema *NobelProcera Alumina* y *NobelProcera Zirconia*, también obtuvieron diferencias significativas entre ambas caras siendo la cara vestibular la que presentaba mayores discrepancias.¹⁴³

7.1.3 Ajuste marginal según conexión externa e interna

En el presente estudio no se hallaron diferencias en el ajuste marginal de las coronas entre ambos tipos de conexión implante-pilar, por lo que se acepta la tercera hipótesis nula.

No se han encontrado estudios en que se analice este aspecto, por lo que no podemos comparar los resultados del presente estudio.

Sin embargo, al revisar la bibliografía encontramos estudios que hacen referencia al ajuste marginal entre el pilar y el implante, aunque también escasos.

Uno de ellos es un estudio publicado en el 2008¹⁴⁴ en que se examinó el ajuste marginal implante-pilar en conexión externa e interna midiendo la discrepancia en el microscopio electrónico de barrido, de forma similar que en el presente estudio, concluyendo que no había diferencias entre ambas conexiones.

Por el contrario, en otro estudio¹⁴⁵ se encontró valores de discrepancia marginal inferiores en la conexión interna.

En un estudio clínico publicado en el 2014¹⁴⁶ se observó al año de restaurar los implantes, que aquellas restauraciones colocadas sobre conexión interna mostraron una menor pérdida de hueso marginal.

La verificación del ajuste marginal horizontal y vertical de la conexión implante-pilar a nivel de la cresta ósea en un entorno clínico es difícil, no puede ser inspeccionado de forma visual o manual, controlado adecuadamente con un explorador, o incluso evaluado con radiografías, debido a que las discrepancias menores no serían perceptibles. En ausencia de métodos de evaluación de ajuste clínicos sencillos y específicos, la recomendación es utilizar sistemas

que hayan demostrado un buen ajuste en las pruebas de investigación cuantitativas in vitro.¹⁴⁷

Las diferencias encontradas entre los diferentes autores pueden ser atribuidas a diversos factores como el diseño del estudio, la metodología empleada, o las características propias de los distintos sistemas de implantes.

Se precisan aún mas estudios tanto in vitro como clínicos para clarificar la influencia del tipo de conexión en el sellado marginal de las restauraciones sobre implantes.

8. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones de este estudio in vitro, se pueden extraer las siguientes conclusiones:

1. El sellado marginal de los tres grupos de restauraciones analizados, está dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. Existieron diferencias entre los grupos independientemente de la conexión del implante, siendo el grupo de óxido de circonio con recubrimiento el que obtuvo valores de discrepancia marginal inferiores al resto de grupos.
3. Existieron diferencias en el sellado marginal entre ambos grupos cerámicos en implantes con conexión interna.
4. Se observaron diferencias entre la cara vestibular y lingual independientemente de la conexión, entre el grupo metal-cerámica y el resto de los grupos.
5. Se hallaron diferencias entre la cara vestibular y lingual dentro del grupo metal-cerámica con conexión externa.
6. No se encontraron diferencias dentro de cada grupo en el ajuste marginal entre la conexión externa e interna.
7. Los tres grupos analizados podrían ser utilizados clínicamente con buenos resultados desde el punto de vista del ajuste marginal.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Muratori G. Implantología ayer, hoy y mañana. Rev Esp Odontoestomatología Impl 1996; 4: 67-78.
2. Misch CE. Implantología contemporánea. Madrid: Mosby/Doyma, 1995.
3. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. J Prosthet Dent 1986; 55: 243-7.
4. Schillingburg HT, Hobo S, Lowell D, Jacobi R, Brackett S. Fundamentos esenciales en Prótesis fija. Barcelona: Ed Quintessence Books, 2002.
5. Anusavice KJ. Phillips. Ciencia de los materiales Dentales. Undécima ed. Gainesville, Florida: Elsevier Saunders; 2008.
6. Craig RG. Materiales de odontología restauradora. Décima ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998.
7. Brodbeck U. The ZiReal Post: a new ceramic implant abutment. J. Esthec. Restor. Dent. 2003; 15:10-24.
8. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico. Quintessence (ed esp) 1998; 11: 515-19.
9. Tinschert J, Natt G, Spiekermann H. Determinaciones actuales de las cerámicas dentales. Labor dental 2001; 2: 645-56.
10. Kelly JR, Nishimura J, Campbell SD. Ceramics in dentistry. Historical roots and current perspective. J Prosthet Dent 1996; 75: 18-32.
11. Suárez MJ, López Lozano JF, Salido MP, Serrano B. Coronas de recubrimiento totalmente cerámicas. Criterios de selección. Revista Europea de Odontoestomatología 1999; 11: 249-58.
12. Craig R. Materiales de odontología restauradora. Madrid: Harcourt Brace; 1998.

13. Fons- Font A, Solá-Ruiz MF, Martínez González A, Casas-Terrón J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001; 6: 645-56.
14. Vega JM. Porcelanas y cerámicas actuales, RCOE 1999; 4: 41-54.
15. López Soto E, Díaz Romeral P, Orejas J. Aplicaciones clínicas de las nuevas tecnologías en restauraciones totalmente cerámicas (I). Gaceta dental 2008; 191: 193: 183-92.
16. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br dent J 1965; 119: 251-67.
17. Pradíes G. Estético, biocompatible, resistente ¿es la zirconia el material "ideal" para nuestras prótesis sobre implantes? Profesión dental 2009; 12(: 42-6.
18. Vega Del Barrio JM. Uniones ceramo-metálicas y ceramo-cerámicas: perspectivas futuras. Gaceta dental 2004: 149.
19. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. Int J Comput Dent 2004; 7: 67-76.
20. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- The system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. Int J Comput Dent 2001; 4: 195-206.
21. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia en odontología: primera parte. Descubriendo la naturaleza de una nueva biocerámica. The european journal of esthetic dentistry 2009; 2: 274-95.
22. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999; 20: 1-25.
23. Kosmac T, Oblack C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater 1999; 15: 426-33.
24. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM- machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater 2004; 20: 655-62.

25. Salido MP. Estudio comparative del ajuste marginal en coronas cerámicas [Madrid: UCM; 1999.
26. Suarez MJ, Pradíes G, Serrano B, Lozano JF. In ceram Zirconio: alternativa estética en puentes posteriores. *Rev Int Prótesis Estomatol* 2000; 2: 407-12.
27. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all- ceramic croens. *J Dent Res* 1994; 73: 1824-32.
28. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater* 2000; 16: 389-95.
29. Bränemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses. *Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence Publishing Co. 1985. 1st edition: 11-76.
30. Weinberg LA, The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 19-31.
31. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry* 2003; 15: 625-32.
32. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011; 17: 641-47.
33. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*. 2009; 28: 373-81.
34. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implant Res*. 2008; 19: 1276-84.
35. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*, 2003; 89: 346-51.

36. Wee AG, Aquilino SA, Scheneider RL. Estrategias para conseguir el ajuste en las implantoprótesis: revisión de la literatura. *Rev Int Pros Estomatol*, 1999; 1: 366-37.
37. Hobo S. [Development of apatite ceramics- its development and clinical application-2]. *Shikai Tenbo* 1985; 66: 817-24.
38. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copins. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 577-80.
39. Liu Perng-Ru y cols. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2005; 26: 507-16.
40. Cadafalch J, Cadafalch E. Tecnología CAD/CAM en odontología. En: Mallat E. Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario. Madrid: Elsevier (ed); 2007. p. 353-77.
41. Duret F. CAD/CAM in dentistry: present and future applications. In current concepts. *Quintessence Int* 1996; 27: 433-6.
42. Duret F. CAD/CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988; 117: 715-20.
43. Ngo H. Cerec comes of age. *Aust Dent Pract* 1998; Nov-Dec: 1-6.
44. Tovati B, Miara P, Nathanson D. Sistemas cerámicos actuales. En *Odontología estética y restauraciones cerámicas*. 1ª ed. Barcelona: Masson; 2000. p.34-5.
45. Mörmann WH. The origin of the CEREC method: A personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent* 2004; 7: 11-24.
46. Mallat Desplats E, Mallat Callís E. Porcelana. En: Mallat E, Mallat E. *Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior*. Ed Quintessence, Barcelona, 2001. p.155-186.
47. Walter M, Böning K, Reppel P. Clinical performance of machined titanium restorations. *J Dent* 1994; 22: 346-8.

48. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera® AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 450-6.
49. Strub J y cols. Computer-aided design and fabrication of dental restorations. Current systems and future possibilities. *JADA* 2006; 137: 1289-96.
50. Romeo M y cols. Tecnología CAD/CAM en implantoprótesis. Puesta al día y perspectivas de futuro. *Gaceta Dental*. 2010: 1-17.
51. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol* 2005; 28: 169-84.
52. Mehl A, Gloger W, Hickel R. Posibilidades y perspectivas del Nuevo sistema de exploración PRECISAN ®, para la tecnología CAD/CAM. *Quint técnica (ed.esp)* 1999; 10: 454-9.
53. Van der Zel JM. Comparación entre los sistemas CAD/CAM actuales. *Quint técnica (ed.esp)* 1999; 10: 392-403.
54. Schunke S. CAD/CAM: ¿un paso adelante o atrás? La tecnología CAD/CAM cambia la evaluación de la calidad de la prostodoncia: un artículo actual y personal. *Quint técnica (ed.esp)* 2008; 19: 92-102.
55. Cheah C-M, Chua C-K, Tan K-H, Teo C-K. Integración de la digitalización de superficie mediante láser con las técnicas CAD/CAM en el desarrollo de prótesis faciales. Primera parte: Diseño y confección de réplicas protésicas. *Rev Int Prot Estomatol* 2004; 6: 107-13.
56. Sykes LM, Parrot AM, Owen CP, Snaddon DR. Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 454-9.
57. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 571-7.
58. Van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U, et al. A computed tomographic scanner-derived customized surgical

- template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7 (suppl 1): S111-S120.
59. Aparicio C, Fortes V, Rodríguez M. Evolución de los sistemas guiados por la imagen en la cirugía de implantes. *Gac Dent Ind y Prof* 2008; 194: 154-67.
 60. Kan J.Y.K, Rungcharassaeng K, Oyama K, Chung S-H, Lozada J.L. Computer-guided immediate provisionalization of anterior multiple adjacent implants: surgical and prosthodontic rationale. *Pract Proced Aesthet Dent* 2006; 18: 618-23.
 61. Drago C, Del Castillo R. Treatment of edentulous and partially edentulous patients with CAD/CAM frameworks: a pilot case study. *Pract Proced Aesthet Dent* 2006; 18: 665-71.
 62. Drago CJ. Two new clinical/laboratory protocols for CAD/CAM implant restorations. *JADA* 2006; 137: 794-800.
 63. Christensen GJ. The challenge to conventional impressions. *JADA* 2008; 139: 347-9.
 64. CRA Foundation. Digital impressions challenge conventional impressions. *CRA Newsletter* 2007; 31: 3-4.
 65. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *JADA* 2008; 139: 761-3.
 66. Burdairon G. *Manual de biomateriales Dentarios*. Barcelona: Masson, 1991.
 67. Núñez Navarro M, Martínez Vázquez de Parga JA, Cañada Madinazcoitia L. Sistemas de colado de titanio. *Rev Iny Prot Estomatol* 2000; 2: 213-9.
 68. Wang R, Fenton A. Titanium for prostodontic applications: A review of the literatura. *Quintessence Int* 1996; 27: 401-8.
 69. Rusell R. Wang I, Fenton A, Titanio para aplicaciones prostodóncicas: revisión de la biliografía. *Quintessence técnica (ed.esp)* 1997; 10: 27-33.

70. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 577-80.
71. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of margin fit. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 405-8.
72. Malone W, Koth D. Tylman's teoría y práctica en prostodoncia fija 8ª edición. Caracas. Ed. Actualidades Médico-Odontológicas Latinoamericanas CA, 1991.
73. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 18-24.
74. Sorensen JA. A rational comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 264-69.
75. Mc Lean J, Fraunhofer JA von. The estimation of cement film by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131: 107-11.
76. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 587-92.
77. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 26-31.
78. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Prótesis fija. Procedimientos clínicos y de laboratorio. Barcelona. Ed. Salvat S.A., 1991.
79. Lombardía T, Álvarez A, Casado JR y cols. Valoración de la discrepancia marginal en coronas de recubrimiento total. *Arch Odontoestomatol* 1990; 6: 397-402.
80. Becker CM, Kaldahl WB. Current theories of crown contour, margin placement, and pontic design. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 268-77.

81. Goodacre CJ, Compagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 363-76.
82. Fernández Bodereau E, Naldini P. Diseños de márgenes cervicales coronarios. *Cómo y cuándo*. Quintessence (ed. Esp) 2002; 15: 493-501.
83. Ramfjord SP. Periodontal aspects of restorative dentistry. *J Oral Rehabil* 1974; 1: 107-26.
84. Coli P, Karlsson S. Fit of new pressure-sinterized zirconium dioxide copins. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 59-64.
85. Strating H, Pameijer CH, Gidenhuys RR. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 59-65.
86. Van Rensburg F, Strating H. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations: Part II. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 210-4.
87. Parsa RZ, Goldstein GR, Barrack GM, LeGeros RZ. An in vitro comparison of tensile bond strengths of noble and base metal alloys to enamel. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 175-83.
88. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 2: 585-94.
89. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Finite element analysis studies of a metal-ceramic crown on a first premolar tooth. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 521-7.
90. Salido MP, Suárez MJ, Pradíes GJ, López JF. Influencia del lugar de aplicación del cemento en la retención y ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Rev Europea de Odonto-Estomat* 1997; 9: 279-86.
91. Suárez MJ, Salido MP, López JF, Martínez JM. Factores implicados en el sellado marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Av Odontoestomatol* 1994; 10: 53-9.

92. Martínez F, Martínez M, Pradíes GJ, Suárez MJ. Estudio in vitro de la distribución de agentes cementantes en coronas de recubrimiento total. *Rev Int Prot Estomatol* 2001; 3: 183-8.
93. Piernjai M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 412-16.
94. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 127-34.
95. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 346-55.
96. Sorensen JA. A standardized method of determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 18-24.
97. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 459-64.
98. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 40-9.
99. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 587-92.
100. Hayashi M, Wilson NH, Ebisu S, Watts DC. Influence of explorer tip diameter in identifying restoration margin discrepancies. *J Dent* 2005; 33: 669-74.
101. Salido MP. Estudio comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. Tesis doctoral. Madrid: UCM, 1999.
102. Sjögren G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. *Acta Odontol Scand* 1995; 53: 24-8.
103. Martin N, Jedynakiewicz NM. Interface dimensions of CEREC MOD inlays. *Dent Mat* 2000; 16: 68-74.

104. Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradíes G, L Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera All Ceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 229-32.
105. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 1997; 22: 173-85.
106. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 374-7.
107. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 2003; 90:18-23.
108. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 582-93.
109. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 636-42.
110. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Sakurai S, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *J Prosthodont Res* 2011; 55: 40-3.
111. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent* 2010; 104: 216-27.
112. Martinez-Rus F, Suarez MJ, Rivera B, Pradies G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2011; 105: 108-14.
113. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 575-84.

114. Rungruanganunt P, Kelly JR, Adams DJ. Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. *J Dent* 2010; 38: 995-1000.
115. Martinez-Rus F, Ferreiroa A, Ozcan M, Pradies G. Marginal discrepancy of monolithic and veneered all-ceramic crowns on titanium and zirconia implant abutments before and after adhesive cementation: a scanning electron microscopy analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Mar-Apr; 28: 480-7.
116. Kale E, Şeker E, Yilmaz B, Özçelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *Prosthet Dent*. 2016; 116: 890-5
117. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, L Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 378-84.
118. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Suarez MJ. Marginal and internal discrepancies of posterior zirconia-based crowns fabricated with three different CAD/CAM systems versus metal-ceramic. *Int J Prosthodont* 2015; 28: 509-11.
119. Lopez-Suarez C, Gonzalo E, Pelaez J, Suarez MJ. Marginal vertical discrepancies of monolithic and veneered zirconia and metal-ceramic three-unit posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont* 2016; 29: 256-8.
120. Gallant G, Knappe D. Corona monolítica: desarrollo de la tecnología CAD/CAM. *Quintessence técnica* 2011; 22: 449-56.
121. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013; 110: 447-54.
122. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001; 26: 367-74.

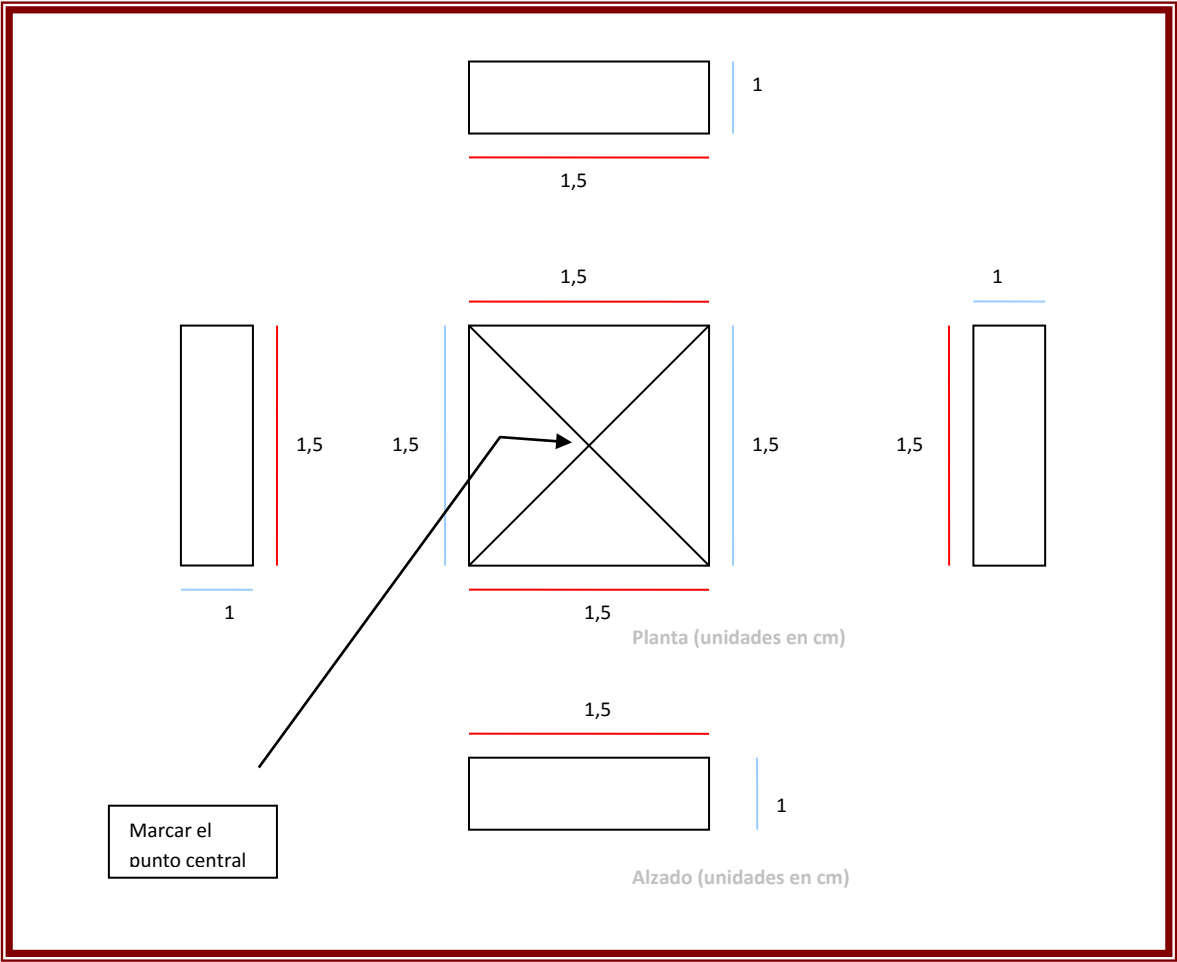
123. Acevedo R. Análisis del sellado marginal y resistencia a la fractura de núcleos cerámicos de óxido de circonio en puentes posteriores. [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2011.
124. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 346-55.
125. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials* 1996; 7: 1891-5.
126. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 250-7.
127. Naert I, Van der Donck A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 51-7.
128. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont* 2008; 17: 621-6.
129. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. *Oper Dent* 2011; 36: 72-9.
130. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 555-60.
131. Yüksel E, Zaimoglu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all ceramic crown systems. *Braz Oral Res* 2011; 25: 261-6.

132. Hamaguchi H, Cacciatore A, Tueller V. Marginal distortion of the porcelain-bonded-to metal complete crown: an SEM study. *J Prosthet Dent* 1982; 47: 146-53.
133. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, López-Suarez C, Suarez MJ. SEM evaluation of external and internal marginal fit of CAD/CAM Y-TZP and metal-ceramic posterior crowns. *Dent Mat J* 2017 Mar 29. doi: 10.4012/dmj.2016-305.
134. Pak H, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH.. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont* 2010; 2: 33-8.
135. Oyague RC, Sanchez-Jorge MI, Sanchez Turrion A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. *Odontology* 2010; 98: 170-2.
136. Subasi GONIOBN. Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines. *Eur J Dent* 2012; 6: 163-8.
137. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 223-8
138. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2013; 109: 226-33.
139. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent* 2015; 113: 623-
140. Gonzalo E. Estudio experimental del sellado marginal en puentes posteriores de óxido de circonio. [Tesis Doctoral]. Madrid:Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2007.

141. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. Marginal fit of zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2008; 21: 398-9.
142. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. Marginal fit of CAD/CAM monolithic ceramics and metal- ceramic crowns. *J Prosthodont* 2017 Feb 2. doi: 10.1111/jopr.12590.
143. Boening kW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of procera all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 419-24.
144. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J* 2008; 27: 29-34.
145. Pérez C. Evaluación in vitro de la precisión de ajuste de pilares sobre implantes con conexión hexagonal interna y externa. Trabajo Fin de Máster. Facultad de odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2013.
146. Pozzi A, Agliardi E, Tallarico M, Barlattani A. Clinical and radiological outcomes of two implants with different prosthetic interfaces and neck configurations: randomized, controlled, split-mouth clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014; 16: 96-10.
147. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 247-52.

10. ANEXOS

10.1 PLANO PROBETA



10.2 PRUEBAS ESTADÍSTICAS

Modelo lineal general

Factores dentro de sujetos

Medida: MEASURE_1

Medida	Variable dependiente
1	V
2	L

Factores inter-sujetos

		Etiqueta de valor	N
Grupo	1	ZR	20
	2	MO	20
	3	MC	20
Conexión	1	Interna	30
	2	Externa	30

Estadísticos descriptivos

	Grupo	Conexión	Media	Desviación estándar	N
V	ZR	Interna	23.5660	14.67842	10
		Externa	26.6900	14.57254	10
		Total	25.1280	14.32541	20
	MO	Interna	54.5300	14.91413	10
		Externa	44.8300	37.66177	10
		Total	49.6800	28.31962	20
	MC	Interna	47.7340	32.32691	10
		Externa	49.9300	26.05499	10
		Total	48.8320	28.59807	20
	Total	Interna	41.9433	25.35477	30
		Externa	40.4833	28.62996	30
		Total	41.2133	26.82195	60
L	ZR	Interna	22.830	16.8956	10
		Externa	25.490	17.2722	10
		Total	24.160	16.6852	20
	MO	Interna	46.080	15.7308	10
		Externa	47.280	53.9029	10
		Total	46.680	38.6510	20
	MC	Interna	43.140	26.9744	10
		Externa	42.680	27.9622	10

Total		42.910	26.7411	20
Total	Interna	37.350	22.3996	30
	Externa	38.483	36.4407	30
	Total	37.917	29.9942	60

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: MEASURE_1

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Medida	Esfericidad asumida	326.040	1	326.040	1.777	.188
	Greenhouse-Geisser	326.040	1.000	326.040	1.777	.188
	Huynh-Feldt	326.040	1.000	326.040	1.777	.188
	Límite inferior	326.040	1.000	326.040	1.777	.188
Medida * Grupo	Esfericidad asumida	124.031	2	62.015	.338	.715
	Greenhouse-Geisser	124.031	2.000	62.015	.338	.715
	Huynh-Feldt	124.031	2.000	62.015	.338	.715
	Límite inferior	124.031	2.000	62.015	.338	.715
Medida * Conexión	Esfericidad asumida	50.440	1	50.440	.275	.602
	Greenhouse-Geisser	50.440	1.000	50.440	.275	.602
	Huynh-Feldt	50.440	1.000	50.440	.275	.602
	Límite inferior	50.440	1.000	50.440	.275	.602
Medida * Grupo * Esfericidad asumida		264.759	2	132.379	.721	.491

Conexión	Greenhouse-Geisser	264.759	2.000	132.379	.721	.491
	Huynh-Feldt	264.759	2.000	132.379	.721	.491
	Límite inferior	264.759	2.000	132.379	.721	.491
Error(Medida)	Esfericidad asumida	9910.551	54	183.529		
	Greenhouse-Geisser	9910.551	54.000	183.529		
	Huynh-Feldt	9910.551	54.000	183.529		
	Límite inferior	9910.551	54.000	183.529		

Pruebas de efectos inter-sujetos

Medida: MEASURE_1

Variable transformada: Media

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Interceptación	93923.354	1	93923.354	141.992	.000
Grupo	6732.402	2	3366.201	5.089	.009
Conexión	.400	1	.400	.001	.980
Grupo * Conexión	135.498	2	67.749	.102	.903
Error	35719.435	54	661.471		

Pruebas post hoc

Grupo

Comparaciones múltiples

Medida: MEASURE_1

Bonferroni

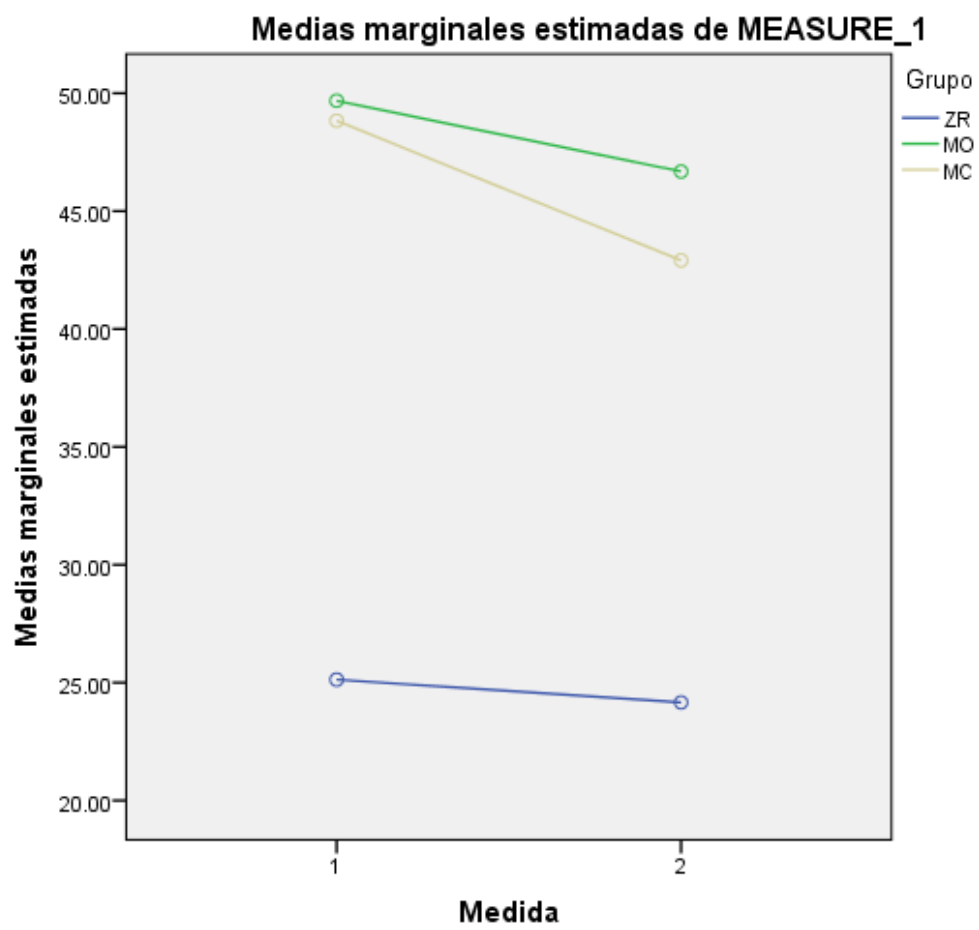
(I) Grupo	(J) Grupo	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
ZR	MO	-23.5360*	8.13309	.016	-43.6316	-3.4404
	MC	-21.2270*	8.13309	.035	-41.3226	-1.1314
MO	ZR	23.5360*	8.13309	.016	3.4404	43.6316
	MC	2.3090	8.13309	1.000	-17.7866	22.4046
MC	ZR	21.2270*	8.13309	.035	1.1314	41.3226
	MO	-2.3090	8.13309	1.000	-22.4046	17.7866

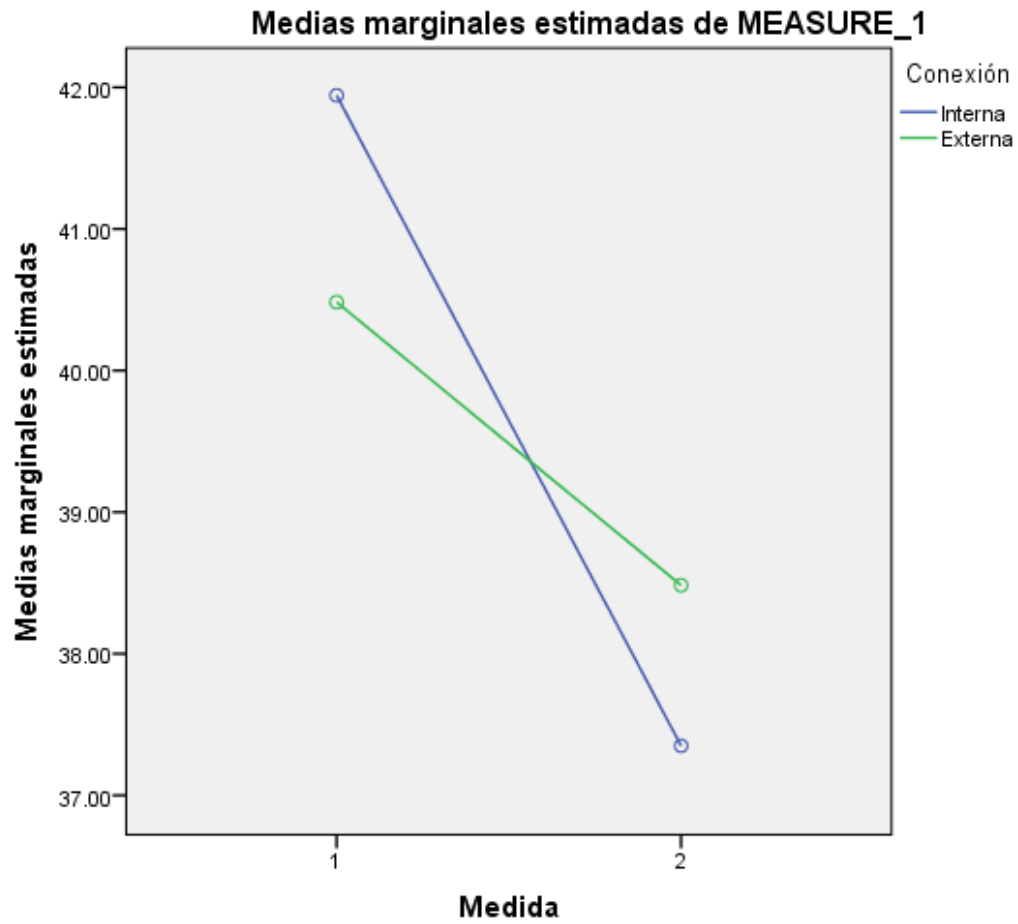
Se basa en las medias observadas.

El término de error es la media cuadrática(Error) = 661.471.

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

Gráficos de perfil





Modelo lineal general

Factores dentro de
sujetos

Medida: MEASURE_1

Medida	Variable dependiente
1	V
2	L

Factores inter-sujetos

		Etiqueta de valor	N
Grupo	1	ZR	20
	2	MO	20
	3	MC	20
Conexión	1	Interna	30
	2	Externa	30

Estadísticos descriptivos

	Grupo	Conexión	Media	Desviación estándar	N
V	ZR	Interna	23.5660	14.67842	10
		Externa	26.6900	14.57254	10
		Total	25.1280	14.32541	20
	MO	Interna	54.5300	14.91413	10
		Externa	44.8300	37.66177	10
		Total	49.6800	28.31962	20

	MC	Interna	47.7340	32.32691	10	
		Externa	49.9300	26.05499	10	
		Total	48.8320	28.59807	20	
	Total	Interna	41.9433	25.35477	30	
		Externa	40.4833	28.62996	30	
		Total	41.2133	26.82195	60	
	L	ZR	Interna	22.830	16.8956	10
			Externa	25.490	17.2722	10
			Total	24.160	16.6852	20
MO		Interna	46.080	15.7308	10	
		Externa	47.280	53.9029	10	
		Total	46.680	38.6510	20	
MC		Interna	43.140	26.9744	10	
		Externa	42.680	27.9622	10	
		Total	42.910	26.7411	20	
Total		Interna	37.350	22.3996	30	
		Externa	38.483	36.4407	30	
		Total	37.917	29.9942	60	

Pruebas multivariante^a

Efecto	Valor	F	Gl de hipótesis	gl de error	Sig.
Medida Traza de Pillai	.032	1.777 ^b	1.000	54.000	.188

	Lambda de Wilks	.968	1.777 ^b	1.000	54.000	.188
	Traza de Hotelling	.033	1.777 ^b	1.000	54.000	.188
	Raíz mayor de Roy	.033	1.777 ^b	1.000	54.000	.188
Medida * Grupo	Traza de Pillai	.012	.338 ^b	2.000	54.000	.715
	Lambda de Wilks	.988	.338 ^b	2.000	54.000	.715
	Traza de Hotelling	.013	.338 ^b	2.000	54.000	.715
	Raíz mayor de Roy	.013	.338 ^b	2.000	54.000	.715
Medida * Conexión	Traza de Pillai	.005	.275 ^b	1.000	54.000	.602
	Lambda de Wilks	.995	.275 ^b	1.000	54.000	.602
	Traza de Hotelling	.005	.275 ^b	1.000	54.000	.602
	Raíz mayor de Roy	.005	.275 ^b	1.000	54.000	.602
Medida * Grupo * Conexión	Traza de Pillai	.026	.721 ^b	2.000	54.000	.491
	Lambda de Wilks	.974	.721 ^b	2.000	54.000	.491
	Traza de Hotelling	.027	.721 ^b	2.000	54.000	.491
	Raíz mayor de Roy	.027	.721 ^b	2.000	54.000	.491

a. Diseño : Interceptación + Grupo + Conexión + Grupo * Conexión

Diseño dentro de sujetos: Medida

b. Estadístico exacto

Prueba de esfericidad de Mauchly^a

Medida: MEASURE_1

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon ^b		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Medida	1.000	.000	0	.	1.000	1.000	1.000

Prueba la hipótesis nula que la matriz de covarianzas de error de las variables dependientes con transformación ortonormalizada es proporcional a una matriz de identidad.

a. Diseño : Interceptación + Grupo + Conexión + Grupo * Conexión

Diseño dentro de sujetos: Medida

b. Se puede utilizar para ajustar los grados de libertad para las pruebas promedio de significación. Las pruebas corregidas se visualizan en la tabla de pruebas de efectos dentro de sujetos.

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: MEASURE_1

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Medida	Esfericidad asumida	326.040	1	326.040	1.777	.188
	Greenhouse-Geisser	326.040	1.000	326.040	1.777	.188
	Huynh-Feldt	326.040	1.000	326.040	1.777	.188
	Límite inferior	326.040	1.000	326.040	1.777	.188
Medida * Grupo	Esfericidad asumida	124.031	2	62.015	.338	.715

	Greenhouse-Geisser	124.031	2.000	62.015	.338	.715
	Huynh-Feldt	124.031	2.000	62.015	.338	.715
	Límite inferior	124.031	2.000	62.015	.338	.715
Medida * Conexión	Esfericidad asumida	50.440	1	50.440	.275	.602
	Greenhouse-Geisser	50.440	1.000	50.440	.275	.602
	Huynh-Feldt	50.440	1.000	50.440	.275	.602
	Límite inferior	50.440	1.000	50.440	.275	.602
Medida * Grupo Conexión	Esfericidad asumida	264.759	2	132.379	.721	.491
	Greenhouse-Geisser	264.759	2.000	132.379	.721	.491
	Huynh-Feldt	264.759	2.000	132.379	.721	.491
	Límite inferior	264.759	2.000	132.379	.721	.491
Error(Medida)	Esfericidad asumida	9910.551	54	183.529		
	Greenhouse-Geisser	9910.551	54.000	183.529		
	Huynh-Feldt	9910.551	54.000	183.529		
	Límite inferior	9910.551	54.000	183.529		

Pruebas de contrastes dentro de sujetos

Medida: MEASURE_1

Origen	Medida	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Medida	Nivel 1 versus nivel 2	652.081	1	652.081	1.777	.188

Medida * Grupo	Nivel 1 versus nivel 2	248.061	2	124.031	.338	.715
Medida * Conexión	Nivel 1 versus nivel 2	100.881	1	100.881	.275	.602
Medida * Grupo * Conexión	Nivel 1 versus nivel 2	529.517	2	264.759	.721	.491
Error(Medida)	Nivel 1 versus nivel 2	19821.103	54	367.057		

Pruebas de efectos inter-sujetos

Medida: MEASURE_1

Variable transformada: Media

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Interceptación	93923.354	1	93923.354	141.992	.000
Grupo	6732.402	2	3366.201	5.089	.009
Conexión	.400	1	.400	.001	.980
Grupo * Conexión	135.498	2	67.749	.102	.903
Error	35719.435	54	661.471		

Medias marginales estimadas

1. Grupo

Medida: MEASURE_1

Grupo	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
ZR	24.644	5.751	13.114	36.174
MO	48.180	5.751	36.650	59.710
MC	45.871	5.751	34.341	57.401

2. Conexión

Medida: MEASURE_1

Conexión	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
Interna	39.647	4.696	30.232	49.061
Externa	39.483	4.696	30.069	48.898

3. Medida

Medida: MEASURE_1

Medida	Media	Error estándar	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	41.213	3.246	34.706	47.721
2	37.917	3.817	30.263	45.570

Pruebas post hoc

Grupo

Comparaciones múltiples

Medida: MEASURE_1

Bonferroni

(I) Grupo	(J) Grupo	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
ZR	MO	-23.5360*	8.13309	.016	-43.6316	-3.4404
	MC	-21.2270*	8.13309	.035	-41.3226	-1.1314
MO	ZR	23.5360*	8.13309	.016	3.4404	43.6316
	MC	2.3090	8.13309	1.000	-17.7866	22.4046
MC	ZR	21.2270*	8.13309	.035	1.1314	41.3226
	MO	-2.3090	8.13309	1.000	-22.4046	17.7866

Se basa en las medias observadas.

El término de error es la media cuadrática(Error) = 661.471.

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

Gráficos de perfil

